

# **Entwicklung eines kauterfähigen Aufsatzes für ein robotisches Chirurgieinstrument**

## **Bachelorarbeit**

Franz Bauer





**BACHELORARBEIT**

**ENTWICKLUNG EINES**

**KAUTERFÄHIGEN AUFSATZES FÜR EIN**

**ROBOTISCHES CHIRURGIEINSTRUMENT**

Freigabe:

Der Bearbeiter:

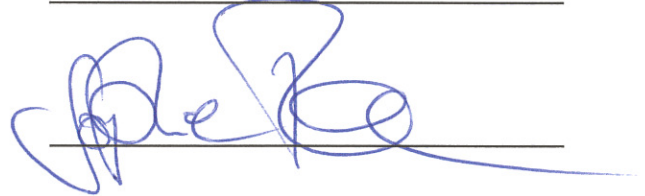
Unterschriften

Franz Bauer



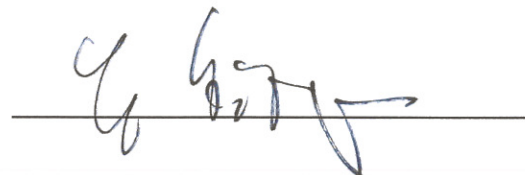
Betreuer:

Sophie Thielmann



Der Institutsdirektor

Prof. Dr. G. Hirzinger



Dieser Bericht enthält 121 Seiten, 73 Abbildungen und 13 Tabellen



## **Abstract**

Electrosurgery applications have become an integral part of surgery, especially in minimally invasive surgery. As electrosurgery is one of the most common surgical procedures it is necessary for a robotic surgery system to have this technology included. In this thesis the application of the electrosurgery technology to a robotic system for medical applications is introduced. To use the advantages of electrosurgery for the MiroSurge system, which was developed at the German Aerospace Center (DLR), an attachment for the claws of the instrument was developed. This attachment allows grasping the tissue while simultaneously coagulating the tissue in between the claws. Furthermore, the radiofrequency currents are insulated from the claws of the instrument to inhibit any disturbances of the force torque sensor behind the claws of the instrument. The attachments have been verified in an experiment.

## **Danksagung**

Die vorliegende Bachelorarbeit ist im Rahmen meines Studiums an der TU München am Institut für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) entstanden. Sie wurde vom Lehrstuhl für Medizintechnik an der Fakultät für Maschinenwesen der TU München betreut. Ich möchte mich für die Ermöglichung dieser Arbeit bei den Leitern der Institute Prof. Dr.-Ing. Gerhard Hirzinger sowie Prof. Dr. med. Dr.-Ing. habil. Erich Wintermantel bedanken. Besonderer Dank geht an meine Betreuerin am Institut für Robotik und Mechatronik Dipl.-Ing. Sophie Thielmann, die mich in der Umsetzung der Aufgabenstellung unterstützt hat und durch ihr fachliches und organisatorisches Engagement zum Erfolg der Arbeit maßgeblich beigetragen hat. Außerdem gilt mein Dank Dr. med. Markus Eblenkamp, der die Betreuung seitens meiner Universität übernommen hat. Bei der Elektronikwerkstatt möchte ich mich für deren Hilfe bei elektronischen Fragestellungen bedanken. Martin Eibelsgruber möchte ich für das Korrekturlesen dieser Arbeit und für die hilfreichen Anmerkungen danken.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abstract .....</b>	<b>I</b>
<b>Danksagung .....</b>	<b>II</b>
<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>II</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>4</b>
<b>2 Aufgabenstellung .....</b>	<b>9</b>
<b>3 Grundlagen .....</b>	<b>10</b>
3.1 Minimal invasive Chirurgie .....	10
3.2 Hochfrequenzchirurgie .....	11
3.2.1 Monopolare und bipolare Technik .....	13
3.2.2 Hochfrequenzgeneratoren .....	15
3.2.3 Wirkung der Hochfrequenzanwendungen auf den Körper .....	17
3.2.4 Sicherheits- und Verbesserungsaspekte .....	21
3.3 Rapid Prototyping .....	22
3.3.1 Stereolithografie .....	24
3.3.2 Selektives Lasersintern .....	25
3.4 Materialien .....	26
3.4.1 Materialien für die Stereolithografie .....	26
3.4.2 Materialien für das Sintern .....	27
3.4.3 Polytetrafluorethylen (PTFE) .....	30
3.5 Verwendete Komponenten .....	31
3.5.1 Hochfrequenzgenerator .....	32
3.5.2 Bipolare Pinzette .....	32
<b>4 Stand der Technik .....</b>	<b>34</b>
<b>5 Realisierung .....</b>	<b>38</b>
5.1 Anforderungen .....	38
5.2 Geometrie des Bauteils .....	41
5.2.1 Befestigung der Bauteile an den Greifbacken .....	41
5.2.2 Geometrie des Bauteils .....	47
5.2.3 Form und Befestigung der Elektrode .....	53
5.2.4 Befestigung und Abschirmung der Stromversorgung .....	55
5.3 Verbindung und Abschirmung der Stromversorgung .....	59
5.3.1 Auslegung und Abschirmung des Leiters .....	60

---

5.3.2	Verbindung des Leiters .....	61
5.4	Erläuterung und Montage des Gesamtkonzepts .....	62
5.4.1	Erläuterung des Gesamtkonzepts .....	62
5.4.2	Montage des Gesamtkonzepts .....	66
5.5	Wahl des Materials und Herstellungsverfahrens .....	66
5.5.1	Wahl des Materials für den Aufsatz .....	67
5.5.2	Herstellungsverfahren .....	69
5.5.3	Wahl des Materials für die Elektrode .....	69
5.6	Prototypversionen und deren Evaluierung.....	70
5.6.1	Erste Baureihe .....	70
5.6.2	Zweite Baureihe .....	73
5.6.3	Dritte Baureihe .....	78
5.6.4	Vierte Baureihe .....	81
<b>6</b>	<b>Diskussion und Ausblick .....</b>	<b>84</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>86</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>88</b>
	<b>Anhang .....</b>	<b>94</b>
Anhang A	Daten zu den Bauteilen .....	94
Anhang B	Datenblätter zu den Werkstoffen .....	100
Anhang C	Fertigungszeichnungen .....	112



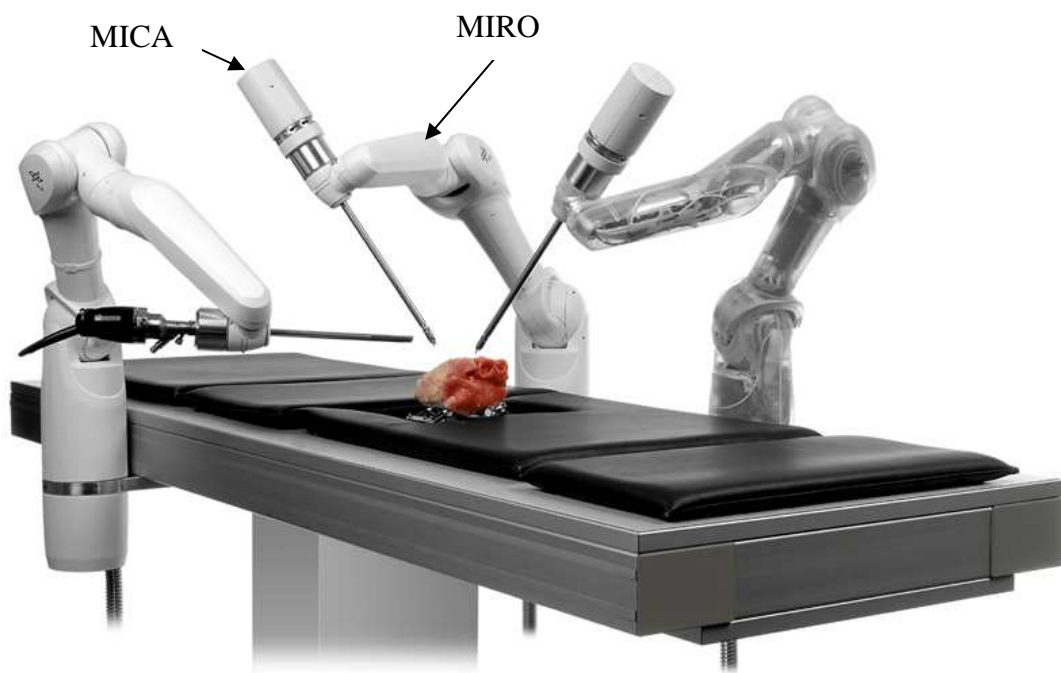
# 1 Einleitung

Eines der ersten chirurgischen Ziele war die Blutstillung. Bereits in der Vor- und Frühgeschichte dürften Kompressionsverbände die ersten Maßnahmen zur Blutstillung gewesen sein. Obwohl die Kauterisation, bei welcher Gewebe unter Einwirkung von Hitze gezielt verödet wird, und die Umstechung, bei der eine z-förmige Naht um das Blutgefäß herum gesetzt wird, seit langem bekannt waren, wurden sie bis ins 17. Jahrhundert hinein nur in äußersten Notfällen eingesetzt [60]. Zwar wurden bereits in verschiedenen Hochkulturen der Antike und des Mittelalters erste chirurgische Errungenschaften verzeichnet, doch erst mit der Einführung der Anästhesie konnte das Gebiet der offenen Chirurgie konventionell eingesetzt und die Anatomie des Menschen vollständig verstanden werden [70]. In der zweiten Phase der wissenschaftlichen Chirurgie gewann die Rekonstruktion, Substitution und Transplantation an Bedeutung [26]. Dies beinhaltete vor allem den Ausgleich von durch chirurgische Eingriffe hervorgerufenen Defekten und den Ersatz funktioneller Einheiten wie Gelenke und der Transplantation. Ab 1970 rückte die Minimierung des Eingriffstraumas immer mehr in den Vordergrund, weshalb man vor allem versuchte das durch die ärztliche Behandlung verursachte Trauma zu verringern [70]. Operationsmethoden, die keine oder nur wenige kleine postoperativ sichtbare Schnitte benötigen, haben an Popularität gewonnen. Verschiedenste Operationstechniken werden unter dem Begriff minimal invasive Chirurgie zusammengefasst und stellen sowohl an den Operateur als auch an dessen Instrumente besondere Anforderungen. Unter minimal invasiver Chirurgie versteht man alle Operationstechniken, die gemessen an den davor durchgeführten Methoden ein geringeres Trauma verursachen. Im Folgenden wird aber nur auf die Methode eingegangen, bei der über kleine Eintrittslöcher für die Instrumente große Operationsfelder behandelt werden. Hierfür besitzen die Instrumente einen verlängerten Schaft und dürfen einen maximalen Durchmesser nicht überschreiten, um durch die kleinen Inzisionen eingeführt werden zu können. Besonders bedeutend für den Erfolg des Eingriffs ist ein guter visueller Eindruck des Operationsgebietes. Die Sicht auf das Operationsfeld wird über eine Kamera auf einen Monitor übertragen. Aus diesem Grund ist für die minimal invasive Chirurgie eine Dissektionsmethode von besonderer Bedeutung, die weder Blutungen hervorruft noch das ohnehin enge Sichtfeld beeinträchtigt [59]. Da die körpereigenen Blutstillungsmechanismen bei einem chirurgischen Eingriff nicht mehr genügen, werden verschiedene medizinische Praktiken eingesetzt. Diese basieren auf mechanischen, thermischen oder chemischen Verfahren, wobei für den operativen Einsatz häufig die Blutstillung durch eine thermische Erwärmung, durch Beaufschlagung des Gewebes mit hochfrequentem Strom, verwendet wird [15].

Die Hochfrequenztechnik ist aus dem chirurgischen Alltag nicht mehr fortzudenken, da sie sehr exakt Gewebe trennt und gleichzeitig die Blutstillung zu gewährleisten vermag. Deshalb

ist der Einsatz der Hochfrequenztechnik eines der gebräuchlichsten Verfahren in der heutigen Chirurgie und wird in bis zu jedem zweiten Schritt während eines chirurgischen Eingriffs verwendet [54]. Somit ist es für ein robotergestütztes Operationssystem unausweichlich diese Technik zu beherrschen.

Deshalb beschäftigt sich diese Arbeit damit, ein hochfrequenzfähiges Werkzeug an den vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) entwickelten medizinischen Roboter MIRO und dessen Instrument MICA anzubinden. Beim in Abbildung 1.1 dargestellten MIRO handelt es sich um einen mit sieben Freiheitsgraden und vollständig mit Kraft-Momentensensoren geregelten, vielseitig einsetzbaren Chirurgieroboter [64].



**Abb.1.1: Drei MIRO Operationsarme, die zwei MICA Instrumente und ein Stereoendoskop führen [12].** Sowohl die MICA als auch der MIRO sind mit Kraft-Momentensensoren ausgestattet, was eine Rückkopplung der auf das Instrument wirkenden Kräfte an den Chirurgen ermöglicht. Dadurch bekommt der Chirurg ein haptisches Feedback vom Operationsgebiet.

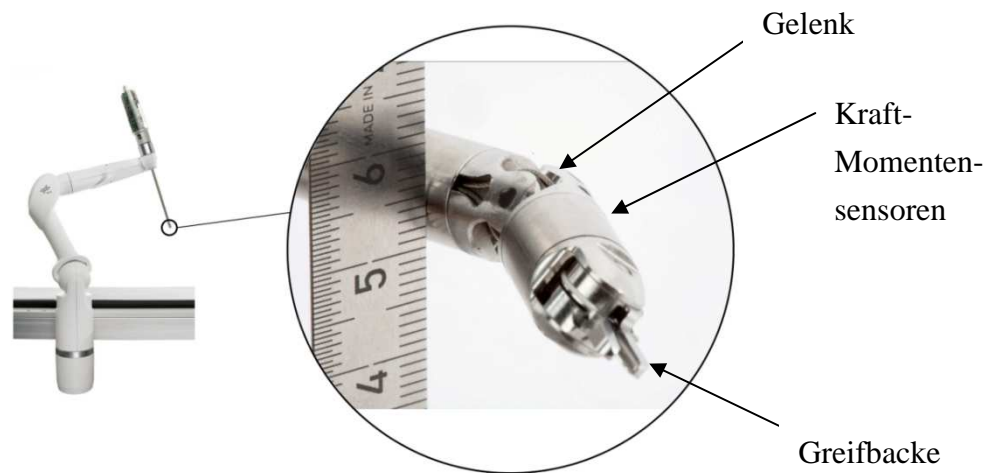
Dieses dem menschlichen Arm nachempfundene teilautonome Telemanipulationsgerät ist mit verschiedenen Instrumenten (MICA) kombinierbar, welche wiederum eine eigene Antriebs-einheit und drei weitere Freiheitsgrade, die im Körper des Patienten agieren können, besitzen [63]. Wie die Roboterarme besitzen auch die Instrumente Kraft-Momentensensoren, welche sich, wie in Abbildung 1.3 dargestellt, distal des Handgelenks befinden. Dies ermöglicht

eine Rückkopplung der auf das Werkzeug wirkenden Kräfte, was eine deutlich verbesserte Interaktion zwischen Chirurg und Operationsfeld ermöglicht. Der Chirurg befindet sich während des Eingriffs an der in Abbildung 1.2 dargestellten Konsole. Über diese steuert der Chirurg die Instrumente und erhält einen visuellen und haptischen Eindruck vom Operationsgebiet.



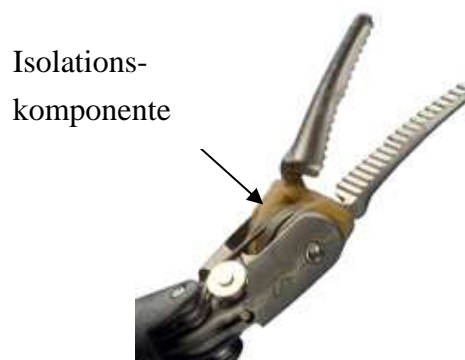
**Abb.1.2: Konsole des MiroSurge-Systems mit den Miro Armen im Hintergrund.** Über die Konsole steuert der Chirurg die Instrumente und erhält einen visuellen und haptischen Eindruck des Operationsgebiets. Durch das 3D-Bild bekommt der Chirurg einen Tiefeneindruck vom Operationsgebiet.

Die Vorteile eines solchen Systems liegen in der Skalierbarkeit des Übersetzungsverhältnisses zwischen Hand- und Instrumentenbewegung, der erhöhten Bewegungsfreiheit durch die in Abbildung 1.3 dargestellten zusätzlichen Freiheitsgrade an der Instrumentenspitze und der verbesserten Darstellung des Operationsfeldes. Zum einen kann durch eine 3D-Echtzeitbild ein Tiefeneindruck vom Operationsfeld gewonnen werden und zum anderen ein tremorfrees Bild übertragen werden, da die Kamera von einem Roboterarm geführt wird. Aus der sensorintegrierten Bauweise des MiroSurge-Systems ergeben sich jedoch Nachteile für die Anbindung einer hochfrequenzfähigen Applikation, da die elektrischen Bauteile von den hochfrequenten Strömen und deren Felder beeinflusst werden können. Die Art der Stromführung und -isolation muss verhindern, dass die Sensorik weder durch elektrische und magnetische Felder noch durch einen Kurzschluss beeinträchtigt werden kann. Da ein Feld um einen stromdurchflossenen Leiter nicht zu unterbinden ist, muss dieser ausreichend abgeschirmt und in entsprechendem Abstand zu den anfälligen Bauteilen geführt werden. Nur unter Hinnahme von Funktionalitätseinbußen oder Erweiterung und somit Vergrößerung der Isolationskomponenten könnte der Stromkreis direkt über die beiden Instrumentenspitzen geschlossen werden.



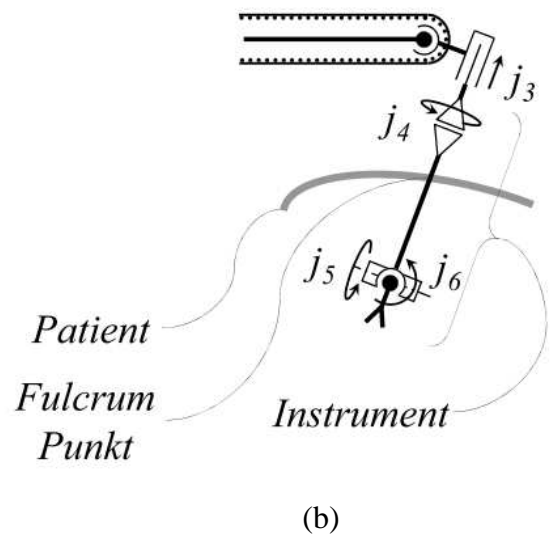
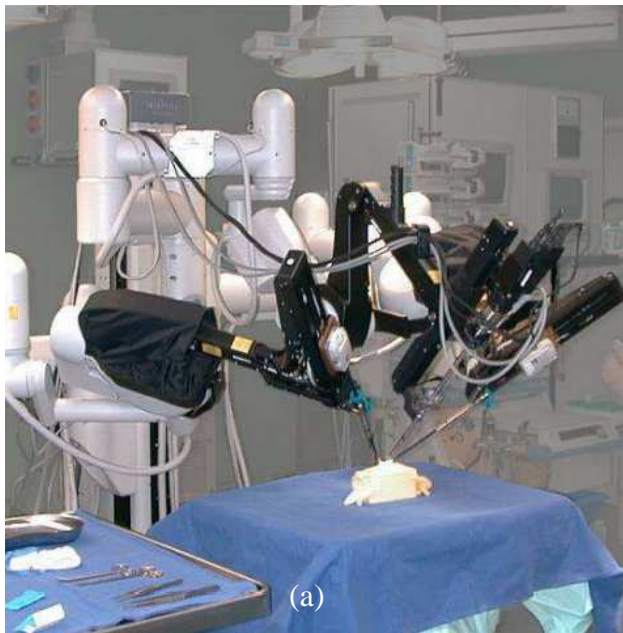
**Abb.1.3: Detaildarstellung des MICA Chirurgieinstruments (adaptiert nach [13]).** Durch das zusätzliche Gelenk an der Instrumentenspitze erhält das Instrument zwei weitere Freiheitsgrade, welche zu einer erhöhten Bewegungsfähigkeit führen. Der dritte Freiheitsgrad, welcher durch die MICA ins System eingebracht wird, bezieht sich auf die Bewegung der Greifbacken.

Bei herkömmlichen minimal invasiven Instrumenten, welche für die Hochfrequenzchirurgie konzipiert sind, wird der Strom direkt über die Greifbacken auf das Gewebe appliziert. Allerdings werden die Instrumente manuell bedient. Daher besteht keine Gefahr, dass elektrische Bauteile durch die vom hochfrequenten Wechselstrom erzeugten elektrischen und magnetischen Felder beeinträchtigt werden. Um ein Überspringen des Stromes auf den Instrumentenschaft zu verhindern, ist eine Isolation nötig. Bei der in Abbildung 1.4 dargestellten Dissektionszange für das daVinci-Chirurgiesystem sind die Isolationskomponenten gut zu erkennen. Das daVinci-Chirurgiesystem ist ein bereits kommerziell genutztes Telemanipulationssystem, mit dem Hochfrequenzanwendungen durchgeführt werden können [42]. Die Instrumente haben im Gegensatz zu denen des MiroSurge-Systems keine Elektronik integriert.



**Abb.1.4: Dissektionszange für das daVinci-Chirurgiesystem [40].** Der Strom wird direkt über die Greifbacken auf das Gewebe appliziert. Deshalb sind Isolationskomponenten nötig, um die hochfrequenten Ströme vom restlichen Instrument abzuschirmen.

Das daVinci-System besteht aus zwei Einheiten: der Konsole und der Manipulationseinheit. Die Konsole, von welcher sich die vier auf einem fahrbaren Gestell befindlichen interaktiven Roboterarme mit den Instrumenten steuern lassen, liefert dem Chirurgen ein 3D-Bild in Echtzeit [41]. In Abbildung 1.5 sind die Roboterarme und die Freiheitsgrade des Instruments dargestellt. Da der daVinci-Chirurgieroboter keine Kräfte und Momente rückkoppelt, befindet sich keine Sensoreinheit in der Instrumentenspitze. Deshalb kann der Strom durch den Instrumentenschaft geführt werden und direkt auf die Greifbacken gebracht werden.



**Abb.1.5: Die vier Manipulationsarme (a) des daVinci-Chirurgiesystems und eine schematische Darstellung des Instruments (b) (adaptiert nach [35]).** Das daVinci-System wird bereits kommerziell genutzt und hat die Hochfrequenztechnologie integriert. Dafür wird der Strom im Instrumentenschaft zu den Greifbacken geführt und auf diese direkt appliziert. Durch die Freiheitsgrade  $j_5$  und  $j_6$  stehen dem Chirurgen zwei zusätzliche Freiheitsgrade im Körper des Patienten zur Verfügung.

Beim MiroSurge-System ist die Integration der Stromführung in den Instrumentenschaft aufgrund der Sensorik nur unter sehr hohem Aufwand realisierbar. Deshalb wird, um die Auswirkungen der Hochfrequenztechnik auf das Chirurgiesystem untersuchen zu können, der Strom außerhalb des Schaftes zu den Greifbacken geführt. Den Greifbacken soll eine Art Handschuh übergezogen werden, der an seiner Innenseite eine elektrisch leitende Fläche zur Verfügung stellt und gleichzeitig die anliegende Spannung vom Instrument abschirmt. Dabei stellen die Bauteilgröße und die Befestigung an den Greifbacken die anspruchsvollsten Aufgaben.

## 2 Aufgabenstellung

Die Chirurgie, im Speziellen die minimal invasive, wäre ohne den Einsatz von Hochfrequenzanwendungen – insbesondere zur Blutstillung – nicht mehr denkbar. Deshalb ist es für ein Telemanipulationsgerät von größter Bedeutung, dass diese Technologie integriert ist. Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Applikation der Hochfrequenzchirurgie an ein robotisches Gerät für die Chirurgie. Um mit dem vom Deutschen Zentrum für Luft und Raumfahrt (DLR) entwickelten teilautonomen Telemanipulationssystem für die robotisch gestützte minimal invasive Chirurgie die Vorteile der Hochfrequenzchirurgie nutzen zu können, soll ein Aufsatz, der an den Greifbacken des chirurgischen Gerätes befestigt werden kann, entwickelt werden. Dieser ermöglicht die Koagulation und Dissektion von Gewebe bei gleichzeitiger Erhaltung der Funktion des Greifens mit dem chirurgischen Instrument. Die verschiedenen Möglichkeiten der Konzeption inklusive der Stromführung sollen im Hinblick auf deren medizinische Kompatibilität und technische Realisierbarkeit diskutiert und anschließend im experimentellen Versuch evaluiert werden.

## 3 Grundlagen

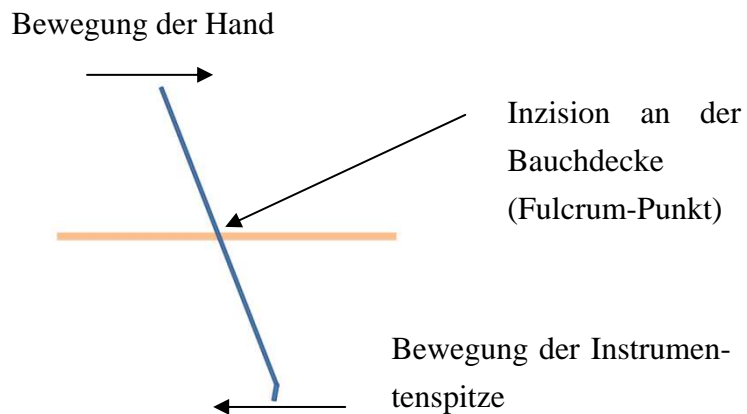
Um die Umsetzung eines hochfrequenzfähigen Aufsatzes für das MiroSurge System diskutieren zu können, werden vorab die dafür notwendigen Grundlagen besprochen. In Kapitel 3.1 wird auf die minimal invasive Chirurgie eingegangen, da das MiroSurge System vor allem in dieser Disziplin Vorteile gegenüber den konventionellen Methoden aufweist. Anschließend an die in Kapitel 3.2 besprochenen Grundlagen der Hochfrequenzchirurgie wird auf den Stand der Technik bei Instrumenten für die Hochfrequenzchirurgie eingegangen. Nach der Diskussion möglicher Herstellungsverfahren (vgl. Kapitel 3.3) und Materialien (vgl. Kapitel 3.4) wird der für den Versuch verwendete Hochfrequenzgenerator und die bipolare Koagulationszange beschrieben.

### 3.1 Minimal invasive Chirurgie

Unter minimal invasiven Operationstechniken versteht man operative Eingriffe, die zu einem geringen Trauma führen. Bei offenen Eingriffen müssen große Schnitte gesetzt werden, die für den Patienten deutlich schmerzhafter und gefährlicher sind, weil mehr Gewebe für den Zugang zum Operationsfeld verletzt wird und Keime, die eine septische Reaktion hervorrufen, einfacher in das Wundgebiet gelangen können [70]. Mehrere kleinere Schnitte minimieren das Trauma folglich und verkürzen somit die Genesungszeit des Patienten. Die Laparoskopie, auch Schlüsselloch-Chirurgie genannt, bei der sich durch wenige kleine Schnitte Zugang zur Bauchhöhle verschafft wird, ist daher der minimal invasiven Chirurgie zugeordnet [32]. Bereits im Jahre 1933 operierte Stolze in Frankfurt laparoskopisch, jedoch gerieten die minimal invasiven Methoden anschließend in Vergessenheit und rückten erst wieder 1970 in das Interesse der Chirurgen [44]. Ein wichtiger Meilenstein für die Etablierung der minimal invasiven Operationsmethoden war die Erfindung der Stablinse, mit der man sich zum ersten Mal einen visuellen Eindruck des Operationsgebietes verschaffen konnte. Heutzutage wird das Operationsfeld mittels einer Kamera auf einen Bildschirm übertragen, welche, wie auch die Instrumente, über einen Trokar eingeführt wird. Durch diesen können während des Eingriffes Instrumente verschiedenen Durchmessers eingeführt werden. Damit dem Operateur im Bauchraum ausreichend Raum zum erfolgreichen und reibungslosen Ablauf des Eingriffs zur Verfügung steht, wird die Bauchhöhle mit Gas insuffliert.

Um komplexe Arbeitsschritte durchführen zu können – zum Beispiel einen Knoten knüpfen – benötigt der Chirurg zwei Instrumente, welche aus verschiedenen Richtungen kommen. Da ein visueller Eindruck des Operationsgebietes vorhanden sein muss, werden beinahe immer mindestens drei Schnitte benötigt, zwei oder mehr für die Instrumente und einer für die Ka-

mera [32]. Die Arbeit des Chirurgen wird durch die reduzierte haptische Wahrnehmung, dem beschränkten zur Verfügung stehenden Raum und dem Fulcrum-Effekt<sup>1</sup> erschwert [3, 9]. Der Fulcrum-Effekt ist in Abbildung 3.1 schematisch dargestellt. Trotz der technischen Errungenschaften der letzten Jahre braucht ein Chirurg für einen minimal invasiven Eingriff viel Erfahrung und Geschick.



**Abb.3.1: Schematische Darstellung des Fulcrum-Effekts.** Dieser besagt, dass sich die Instrumentenspitze aufgrund des Hebelgesetzes entgegengesetzt zur Hand bewegt. Der Fulcrum-Effekt ist einer der Gründe weshalb minimal invasive Eingriffe eine besondere Fertigkeit des Chirurgen erfordern.

### 3.2 Hochfrequenzchirurgie

Die Hochfrequenzchirurgie hat sich seit ihrer Einführung durch William T. Bovie im Jahre 1926 wenig verändert, obwohl sie eine der wichtigsten und meist verwendeten Techniken in der Chirurgie ist [53]. Bei der Hochfrequenzchirurgie wird mittels Wechselstrom Wärme in das zu behandelnde Gewebe eingebracht, wodurch dieses geschnitten oder verödet werden kann. Dabei wirken drei Effekte auf das Gewebe: der faradische, der elektrolytische und der thermische.

Der faradische Effekt bezieht sich auf die Stimulierung des Nerven- und Muskelgewebes. Die Reizwirkung ist, wie in Abbildung 3.2 bei einer Frequenz von 50 Hz maximal [15]. Dies ist ein Effekt, den man bei Hochfrequenzanwendungen zu vermeiden versucht.

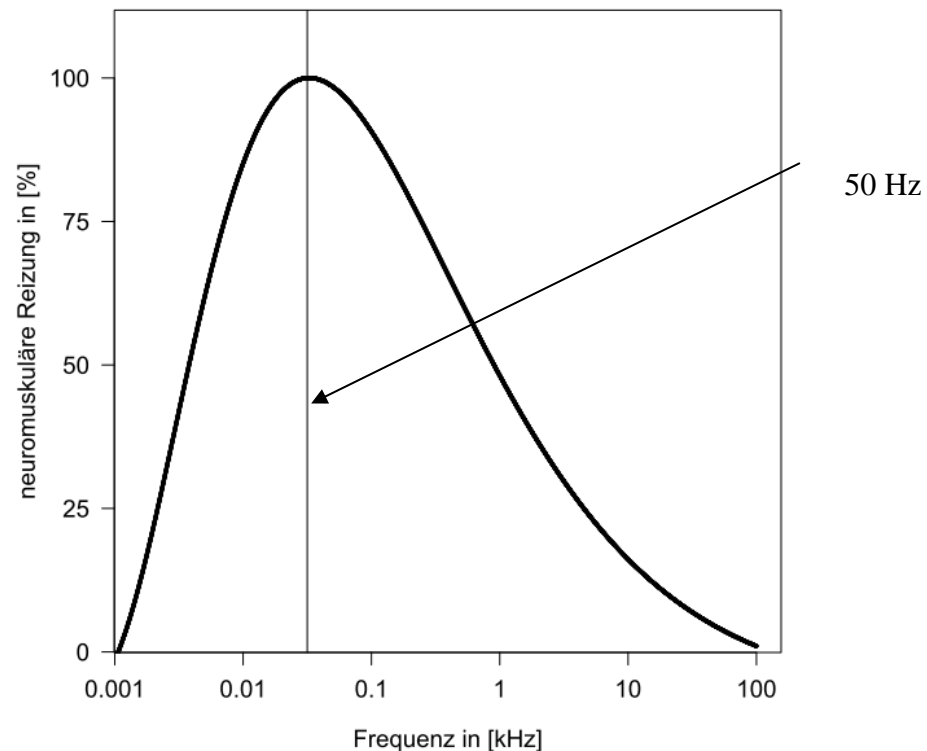
---

<sup>1</sup> Unter Fulcrum-Effekt versteht man, dass die Richtung der Bewegung der Instrumentenspitze der Handbewegung entgegengesetzt ist. In Abbildung 3.1 wird dies veranschaulicht.



Der elektrolytische Effekt bezieht sich auf den Ionenfluss, der durch das Anlegen eines Gleichstroms entsteht und das biologische Gewebe schädigt [53]. Um dies zu vermeiden, wird für medizinische Anwendungen meist Wechselstrom verwendet.

Aufgrund des dritten Effekts, des thermischen, kann elektrischer Strom zum Trennen und Koagulieren von Gewebe verwendet werden.



**Abb.3.2: Reizwirkung des Wechselstromes auf Nerven- und Muskelzellen (adaptiert nach [15]).** Die Stimulierung der Zellen nimmt bei einer Frequenz von 50 Hz ein Maximum an. Um den faradischen Effekt zu vermeiden, liegen die Frequenzbereiche, welche für die Hochfrequenzchirurgie verwendet werden, oberhalb von 300 kHz.

Die eingebrachte Wärmemenge ist dabei im Wesentlichen, wie mittels des Joule'schen Gesetzes nach Formel 3.1 gezeigt werden kann, von drei Faktoren abhängig: Der Einwirkdauer  $t$ , der Stromdichte  $j$  und dem Widerstand des Gewebes  $\rho$  [47].

$$\Delta Q = \rho \times j^2 \times \Delta V \times \Delta t \quad 3.1$$

Neben der Stromdichte, die hauptsächlich für die Temperaturerhöhung verantwortlich ist, da sie quadratisch in die Formel 3.1 eingeht, wird mit zunehmender Einwirkdauer auch mehr elektrische Energie in Form von Wärme an das Gewebe abgegeben. Der Widerstand ist über Formel 3.2

$$R = \frac{U}{I} \quad 3.2$$

mit der Stromdichte verknüpft und steigt mit zunehmender Behandlungszeit an, da das Gewebe austrocknet und durch den erhöhten Widerstand weniger Ladungsträger durch das Gewebe geleitet werden können [25]. Zusätzlich weisen verschiedene Gewebstypen einen unterschiedlichen spezifischen elektrischen Widerstand auf. In Tabelle 3.1 sind typische Widerstandswerte verschiedener Gewebstypen angegeben.

Spezifischer Widerstand ausgewählter Gewebstypen in [ $\Omega/\text{cm}$ ]	
Blut	30-50
Leber	100
Muskel	200-500
Fett, Knochen	1000

**Tab. 3.1: Spezifischer Widerstand ausgewählter Gewebstypen** [65]. Mit zunehmenden Behandlungszeiten steigen die spezifischen Widerstände stark an, da das Gewebe austrocknet und sich dadurch weniger Ladungsträger durchleiten lassen.

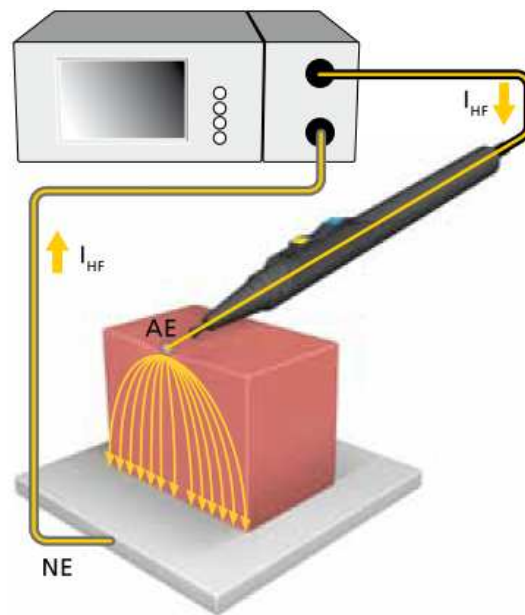
Ein weiterer Einflussfaktor ist die Form der Elektroden, da sie die Querschnittfläche, durch welche die Elektronen fließen, maßgeblich bestimmen und somit Auswirkungen auf die Stromdichte nach sich ziehen, da nach Formel 3.3 gilt:

$$j = \frac{I}{A} \quad 3.3$$

### 3.2.1 Monopolare und bipolare Technik

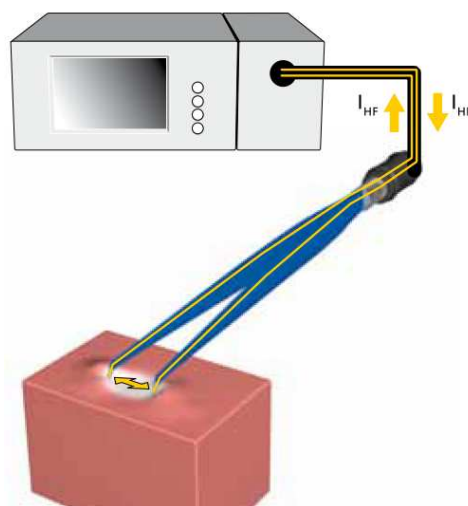
Die Hochfrequenzchirurgie kann grundsätzlich in monopolare und bipolare Anwendungen unterteilt werden. Bei der monopolaren Technik wird der Strom über eine Neutralelektrode, die großflächig am Körper angebracht wird, abgeleitet. Dadurch ist die Stromdichte nur nahe der Aktivelektrode, welche sich an der Instrumentenspitze befindet, sehr hoch und bewirkt eine Erwärmung des Gewebes, während der Strom an der Neutralelektrode über eine große Fläche abgeführt werden kann und somit kaum Gewebsreaktionen verursacht. In der Abbildung 3.3 ist die Stromführung bei der monopolaren Technik verdeutlicht.

Komplikationen können auftreten, wenn die Neutralelektrode verrutscht oder nicht optimal angebracht wurde, da dadurch die effektive Fläche, über die der Strom abgeleitet wird, vermindert wird und es somit zu Gewebsverletzungen und Verbrennungen kommen kann [25].



**Abb.3.3: Schematische Darstellung der monopolaren Technik [16].** Bei dieser wird der Strom über die Aktivelektrode (AE) auf das Gewebe gebracht und über eine großflächige Neutralelektrode (NE) wieder abgeleitet. Da die Stromdichte an der Aktivelektrode hoch ist, stellt sich dort ein Gewebseffekt ein, während an der Neutralelektrode kein Gewebseffekt auftritt, weil die effektive Stromdichte gering ist. Wenn die Neutralelektrode nicht vollständig anliegt, kann es zu Verbrennungen kommen.

Bei der bipolaren Technik wird der hochfrequente Strom lediglich durch einen kleinen Gewebsabschnitt geleitet, der zwischen den beiden voneinander elektrisch isolierten Elektroden liegt, was in Abbildung 3.4 veranschaulicht wird. Als Elektrodenpaar werden meist die beiden Greifbacken verwendet.



**Abb.3.4 Schematische Darstellung der bipolaren Technik [16].** Die hochfrequenten Ströme werden nur durch den zwischen den beiden Elektroden liegenden Gewebsabschnitt geleitet. Dadurch kann die Gefahr ungewollte Gewebsreaktionen zu verursachen gesenkt werden. Allerdings sind die Anwendungsmöglichkeiten der bipolaren Technik gegenüber der monopolaren eingeschränkt.

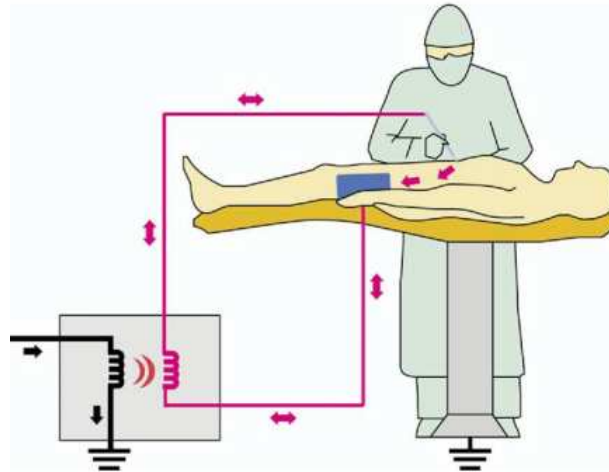
Aufgrund des kürzeren Weges der Elektronen durch den Körper ergeben sich einige Vorteile: Die Verbrennungsgefahr und Verletzung von umliegendem Gewebe und Organen kann stark vermindert werden und der effektiv durch die Anwendung beeinträchtigte Gewebsbereich kann verkleinert und damit die Präzision erhöht werden. Des Weiteren werden Messgeräte und elektrische Geräte, wie ein Herzschrittmacher, dadurch dass der Strom nicht durch den Körper geleitet wird, weniger gestört. Zudem kann die Leistung gegenüber der monopolaren Technik um 20 – 30 % gesenkt werden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass bei der monopolaren Technik der Strom einen längeren Weg zurücklegen muss und dafür mehr Leistung nötig ist. Allerdings hat die bipolare Technik nicht nur Vorteile aufzuweisen. So ist es mit der bipolaren Technik schwieriger einen Gewebsschnitt zu erreichen, weshalb sie vor allem zur Koagulation verwendet wird. Dies ist darin begründet, dass bei der bipolaren Technik keine so hohe Stromdichte erreicht werden kann, wie es mit einer kleinen Aktivelektrode und einer großen Neutralelektrode möglich ist. Anhand der in den Abbildungen 3.3 und 3.4 abgebildeten Strombahnen kann dies nachvollzogen werden [25, 47, 65]. Dies führt auch dazu, dass bei der bipolaren Technik für das gleiche Resultat wie bei der monopolaren Technik längere Anwendungszeiten nötig sind, was wiederum zu einer Verkohlung des Gewebes und einem Ankleben desselbigen an den Instrumentenspitzen führen kann [43].

All diese Vor- und Nachteile der verschiedenen Anwendungstechniken werden von den Generatoren maßgeblich beeinflusst, welche in folgendem Kapitel näher betrachtet werden.

### 3.2.2 Hochfrequenzgeneratoren

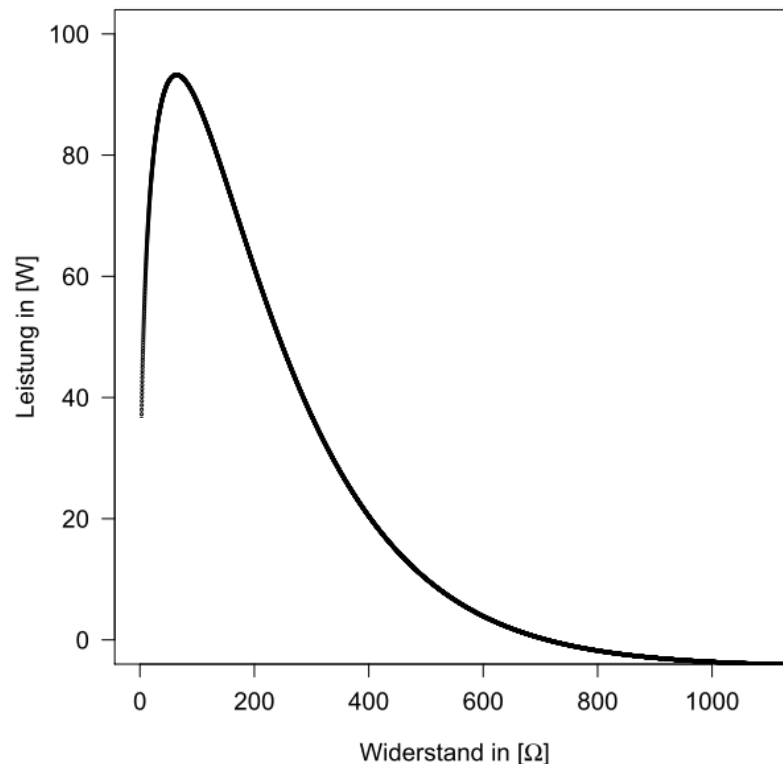
Die meisten neueren Generatoren können sowohl für monopolare als auch für bipolare Anwendungszwecke verwendet werden und stellen dafür verschiedene Ausgangssignale zur Verfügung. Um verschiedene Gewebsreaktionen zu bezwecken bedarf, es zudem einer Modulation der Ausgangssignale. Dabei müssen Fehlfunktionen, welche in Form von Verbrennungen auftreten können, verhindert werden. Grundsätzlich werden die Generatoren nach ihrer Leistung in drei verschiedene Klassen eingeteilt. Für die Mikrochirurgie werden typischerweise Geräte mit einem Leistungsbereich von 10 – 100 W verwendet. Diese Geräte arbeiten meist in einem sehr hohen Frequenzbereich von bis zu 3 MHz, was erhöhte Ansprüche an die Regelung des Gerätes mit sich zieht. Mit zunehmender Leistung und Frequenz wächst die kapazitive Kopplung und die Isolation der einzelnen Komponente wird komplexer, weshalb Geräte mit einer erhöhten Leistung von 100 – 200 W nur mit einer Frequenz von deutlich weniger als 1 MHz betrieben werden [7]. Kapazitive Kopplung entsteht immer wenn ein Leiter mit einem hochfrequenten Wechselstrom beaufschlagt wird, da dadurch elektrische sowie magnetische Felder um den Leiter hervorgerufen werden. Falls sich innerhalb dieser Felder ein weiteres Objekt aus Metall befindet, wird dort ein Strom induziert. Dies ist besonders beim Einsatz

einer monopolaren Stromführung für laparoskopische Anwendungen problematisch, da in den langen Schäften des Instrumentariums erhöhte Induktionsgefahr besteht [65]. Wie in Abbildung 3.5 zu sehen wird dann der Patientenstromkreis nicht mehr auf Masse gelegt, um ungewolltes Abfließen des Stromes über einen Kontaktpunkt des Patienten mit einem auf Masse liegenden leitenden Gegenstand zu vermeiden.



**Abb.3.5: Monopolarer isolierter Generatorstromkreis** [47]. Der Patientenstromkreis wird auf ein bestimmtes Potential angehoben, um ein Abfließen des Stromes über einen Kontaktpunkt des Patienten mit einem auf Masse liegenden Gegenstand zu vermeiden. Zwischen den Leitern wird ein Feld aufgebaut, das elektrische Geräte, die sich darin befinden, beeinflussen kann.

Die Hochleistungsgeneratoren stellen 300 – 400 W zur Verfügung und werden nur für einzelne Eingriffe wie die Herzbybypassoperation benötigt. Durch die hohe Leistungsdichte kann die für die Koagulation nötige Stromdichte gesenkt werden. Besonderes Augenmerk liegt bei den Geräten auf der Regelung der abgegebenen Leistung basierend auf dem Widerstand des Gewebes [47, 54]. Dieser ist stark vom Flüssigkeitsgehalt des Gewebes abhängig und ändert sich somit während eines Koagulationsvorgangs beträchtlich [5]. So kann der spezifische Widerstand eines Gewebes während eines Koagulationsprozesses von anfänglichen  $200 \Omega/\text{cm}^2$  auf bis zu  $3000 \Omega/\text{cm}^2$  steigen [65]. Diese Änderung des durch das Gewebe verursachten Widerstands muss bei der Auslegung und Leistungsabgabe der Generatoren berücksichtigt werden. In Abbildung 3.6 ist die Leistungsabgabe in Abhängigkeit des sich ändernden Widerstands skizziert. Bei den bipolaren Geräten wird mit zunehmendem Widerstand im Gewebe die Leistungsabgabe des Gerätes stark reduziert. Dies ist nötig um eine zu starke Austrocknung des Gewebes und Funkensprung zu vermeiden [65]. Wie bereits erwähnt sind die Form und der Verlauf des von den Generatoren erzeugten Ausgangssignals maßgeblich für die hervorgerufene Gewebsreaktion verantwortlich und muss deshalb ständig überwacht und geregelt werden.



**Abb.3.6: Bipolare Leistungskurve eines Generators in Abhängigkeit des Widerstands [8].** Um Funkensprung zu vermeiden, wird mit zunehmender Austrocknung und dem damit einhergehenden steigenden Widerstand im Gewebe die Leistungsabgabe gemindert.

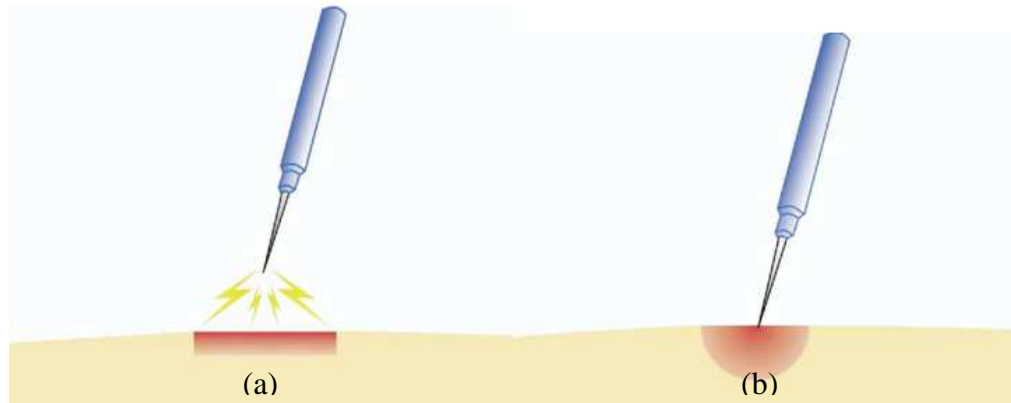
### 3.2.3 Wirkung der Hochfrequenzanwendungen auf den Körper

Um verschiedene Gewebsreaktionen hervorzurufen, müssen Stärke, Spannung und Frequenz des Stromes moduliert werden. Während die Fulguration ein meist unerwünschter Effekt ist, bei dem durch Funkenentladung das Gewebe oberflächlich verkohlt wird und die Desikkation eine Austrocknung des Gewebes durch Dehydrierung verursacht, stellen die Koagulation und die Elektrotomie die vorwiegend beabsichtigten Gewebsreaktionen dar [5, 7]. Bei der Fulguration wird unter Verwendung des Koagulationsmodus das Gewebe verkohlt, ohne es mit der Instrumentenspitze zu berühren. Dieser Effekt führt aufgrund von Funken zu einer großflächigen jedoch nur oberflächlichen Verkohlung des Gewebes. Bei der Desikkation werden unter Verwendung des Koagulationsmodus und direktem Kontakt der Instrumentenspitze mit dem Gewebe die Gewebszellen langsam erhitzt. Dabei dehydrieren die Zellen bis sie völlig ausgetrocknet sind [47].

#### 3.2.3.1 Koagulation

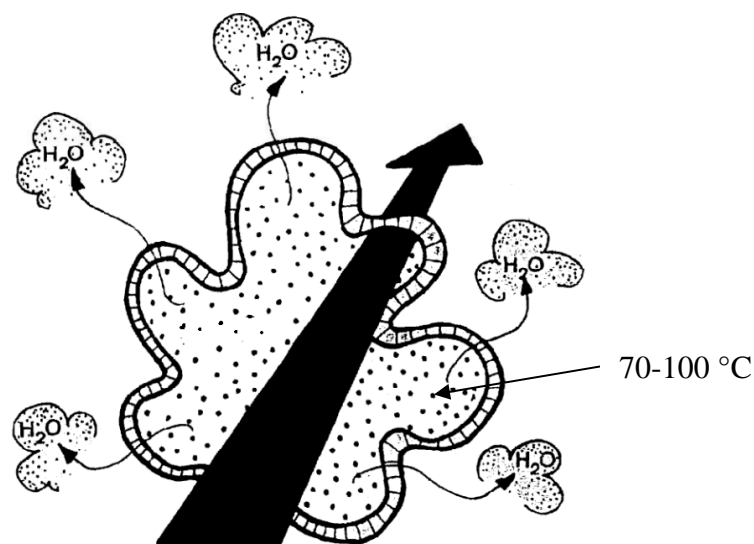
Durch den Koagulationsprozess wird die Blutung gestillt, indem das Eiweiß in den Zellen gerinnt und durch Dehydrierung die Zelle, je nach Beschaffenheit, mehr oder weniger stark schrumpft [15]. Man kann eine oberflächliche als auch eine Tiefenkoagulation erreichen, wel-

che in ihren jeweiligen Extremformen zur Fulguration und Desikkation führen. Die Koagulationstiefe ist somit davon abhängig, ob ein direkter Kontakt zwischen Elektrode und Gewebe besteht [47]. In Abbildung 3.7 ist dies schematisch dargestellt.



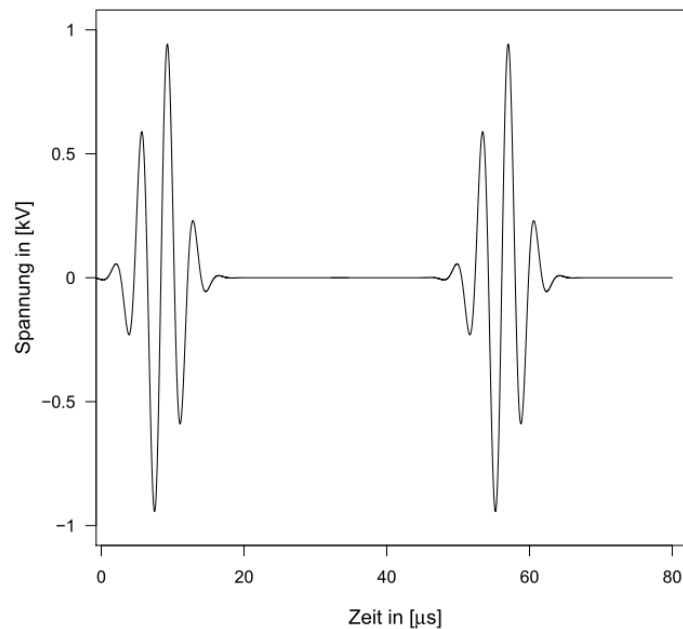
**Abb.3.7: Fulguration (a) und Desikkation (b)** [47]. Während bei der Fulguration nur eine oberflächliche Verkohlung des Gewebes hervorgerufen wird, führt die Desikkation zu einer tiefenwirksamen Austrocknung des Gewebes. Die beiden Gewebsreaktionen stellen Extremformen der Koagulation dar und sind davon abhängig, ob ein Kontakt zwischen Elektrode und Gewebe besteht.

Der entscheidende Unterschied zur Elektrotomie liegt in der ausreichend langsamen Erhitzung der einzelnen Zellen: Bei der Koagulation wird die zugeführte Energie aufgrund von Wärmeleitung an Nachbarzellen abgegeben, wodurch es so zu einer intra- und extrazellulären Verdampfung kommt [47]. Dies wird in Abbildung 3.8 verdeutlicht.



**Abb.3.8: Schematische Darstellung des Vorgangs in der Zelle bei der Koagulation** [39]. Bei der Koagulation werden Temperaturen von 70-100 °C erreicht. Dadurch gerinnt das Eiweiß in den Zellen und eine Verdampfung der intra- und extrazellulären Flüssigkeit setzt ein. Die Koagulation wird vor allem zur Stillung von Blutungen eingesetzt. Durch die ausreichend langsame Erhitzung der Zelle kann ein Platzen der Zelle verhindert werden.

Diese moderate Erwärmung kann durch Frequenzmodulation gewährleistet werden, indem die Leistung in Impulsgruppen abgegeben wird. Dadurch fließt lediglich zu 6 % des Koagulationsvorgangs tatsächlich Ladung, wie aus Abbildung 3.9 zu ersehen ist [5].



**Abb.3.9: Spannungsverlauf des Generatorausgangssignals für den Koagulationsmodus (adaptiert nach [47]).** Für den Koagulationsmodus wird die Leistung in Impulsgruppen abgegeben, sodass lediglich zu 6 % des Koagulationsvorgangs tatsächlich Strom fließt. Dadurch wird gewährleistet, dass die Zellen nicht platzen, sondern die Zellflüssigkeit verdampft.

Um den koagulierenden Effekt auf das Gewebe sicherstellen zu können, muss jedoch eine im Vergleich zur Elektrotomie erhöhte Spannung angelegt und die Durchschnittsstromdichte gesenkt werden. Zusätzlich müssen die Ausgangssignale, welche zur Koagulation verwendet werden, moduliert werden. Der Strom bewegt sich um die 0,5 A, während die Spannung bis zu 10000  $V_{\text{peaktopeak}}$  erreichen kann [65]. Damit kein Zerplatzen der Zellen auftritt, strebt man im Gewebe Temperaturen zwischen 70 und 100 °C an [47, 65]. Mit dem Scheitelwert CF, welcher sich aus dem Verhältnis der doppelten Spannungsamplitude  $V_{\text{peaktopeak}}$  zur Effektivspannung  $V_{\text{eff}}$  nach Formel 3.4. berechnet, kann man sicherstellen ausschließlich zu koagulieren ohne gleichzeitig zu schneiden [7].

$$CF = \frac{V_{\text{peaktopeak}}}{V_{\text{eff}}} \quad 3.4$$

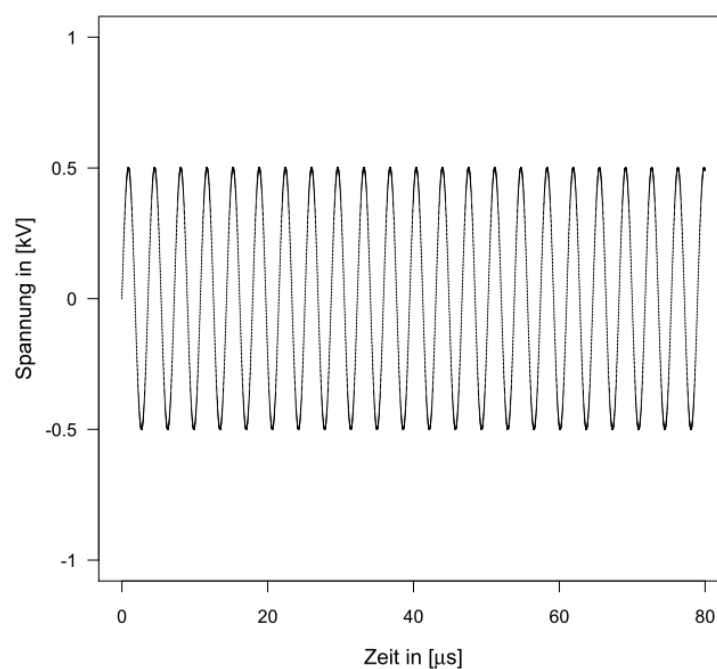
Der Scheitelwert CF soll für den Koagulationsprozess so hoch wie möglich sein. Moderne Hochfrequenzgeneratoren stellen einen weichen und einen harten Koagulationsmodus zur Verfügung, welche sich durch ihre Scheitelwerte unterscheiden. Während der weiche Modus



zu einer reinen Koagulation führt, jedoch nur oberflächlich, können beim harten Modus auch Lichtbögen entstehen, welche bis in tiefere Schichten vordringen, oberflächlich jedoch eine Fulguration verursachen [7].

### 3.2.3.2 Elektrotomie

Bei der Elektrotomie wird das Gewebe, wie in Abbildung 3.10 zu erkennen, mit einer durchgängigen Sinusschwingung beaufschlagt.

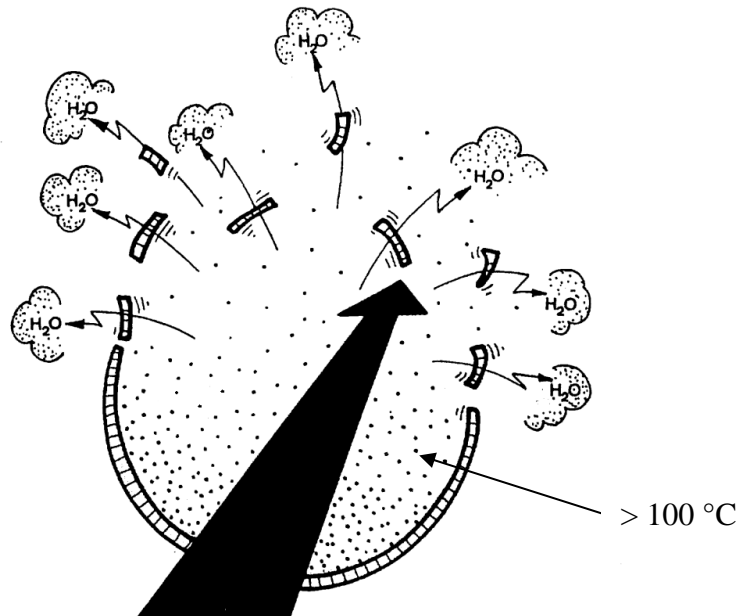


**Abb.3.10: Spannungsverlauf des Generatorausgangssignals für den Dissektionsmodus (adaptiert nach [47]).** Zur Dissektion wird das Gewebe mit einer durchgehenden Sinusschwingung beaufschlagt. Dadurch wird durchgehend Ladung durch das Gewebe geleitet. Dies führt zum Verdampfen des Zellplasmas, wodurch sich ein intrazellulärer Druck aufbaut, der die Zelle zum Bersten bringt.

Dadurch wird durchgehend Ladung durch das Gewebe geleitet, was eine rasche Erhitzung des Gewebes verursacht. Diese Erhitzung bewirkt eine Vaporisation des Zellplasmas, welche aufgrund des durch den Dampf aufgebauten Drucks letztlich zerplatzt [47]. In Abbildung 3.11 wird dies veranschaulicht.

Somit wird die Elektrotomie als Schneidprozess verstanden, bei dem geringfügig an dem nahe dem Schnitt gelegenen Gewebe auch eine Koagulation stattfindet, da sich anliegende kleine Gefäße durch die aufgenommene Wärme verengen. Für die Vaporisation werden im Gewebe Temperaturen von  $>100\text{ }^{\circ}\text{C}$  erreicht. Dadurch dass ein durchgehendes Sinussignal verwendet

wird, werden für das Schneiden von Gewebe Ströme von rund 0,1 A und Spannungen von 500 V eingesetzt [65].



**Abb.3.11: Schematische Darstellung des Vorgangs in der Zelle bei der Elektrotomie [39].** Bei der Elektrotomie wird das Gewebe auf über 100 °C erhitzt. Dies führt zu einer Vaporisation des Zellplasmas. Dadurch wird in der Zelle ein Druck aufgebaut der die Zelle letztlich zum Platzen bringt. Bei der Elektrotomie wird eine Durchtrennung des Gewebes erreicht. Im nahe dem Schnitt gelegenen Gewebe kann es zur Koagulation kommen.

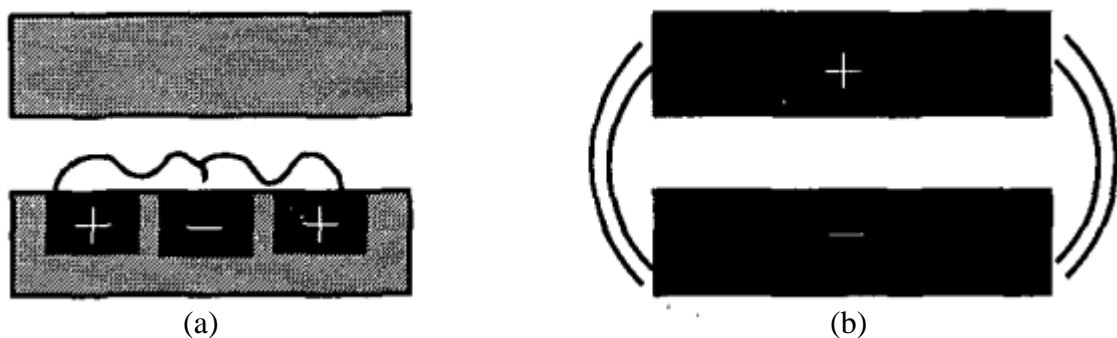
Die Impulslänge ist für den Gewebseffekt von entscheidender Bedeutung, weil bei zu langen Impulsen die exakte Schnittgenauigkeit nicht mehr gewährleistet werden kann, bei zu kurzen hingegen eine mechanische Beschädigung des Gewebes auftreten kann [54]. Für eine verbesserte Schnittqualität und Genauigkeit sollte die Aktivelektrode signifikant kleiner sein als die Passivelektrode, da sich dadurch an der Aktivelektrode eine sehr hohe Stromdichte einstellt. Deshalb eignet sich zur Dissektion die monopolare Technik besser als die bipolare. Jedoch können auch mit der bipolaren Technik durch entsprechende Elektrodenformen gute Schnittbilder erzielt werden [43].

### 3.2.4 Sicherheits- und Verbesserungsaspekte

Um ungewolltes Verbrennen des umliegenden Gewebes zu vermeiden, können verschiedene Vorsichtsmaßnahmen ergriffen werden. Durch Spülen während des Koagulationsprozesses, wird das umliegende Gewebe geschützt, da durch die Wärmeleitung des Wassers Wärme abgeführt wird und es somit nicht zu einer Überhitzung des umliegenden Gewebes kommt [69]. Weitere Möglichkeiten zur Kontrolle des Koagulationsvorgangs bilden eine auf die Impedanz

basierte Regelung der Generatorausgangssignale, eine Temperaturkontrolle sowie eine visuelle Kontrolle [6].

Neben der Gefahr, dass das Gewebe durch den eigentlichen Anwendungsvorgang verletzt wird, besteht das Risiko das Gewebe durch Berührung mit den stark erwärmten Instrumentenspitzen zu beschädigen. Dies tritt allerdings nur auf, wenn sich das Instrument durch einen lang andauernden Gebrauch überhitzt, denn im Regelfall erhitzt sich lediglich das Gewebe zwischen den Instrumentenspitzen. Wenn selbiges jedoch eintritt, besteht die Gefahr, dass das Gewebe an den heißen Zangen haften bleibt [69]. Dies kann durch eine abwechselnde Anordnung der Pole an einer Greifbacke, wie in Abbildung 3.12 links dargestellt, verhindert werden [69].



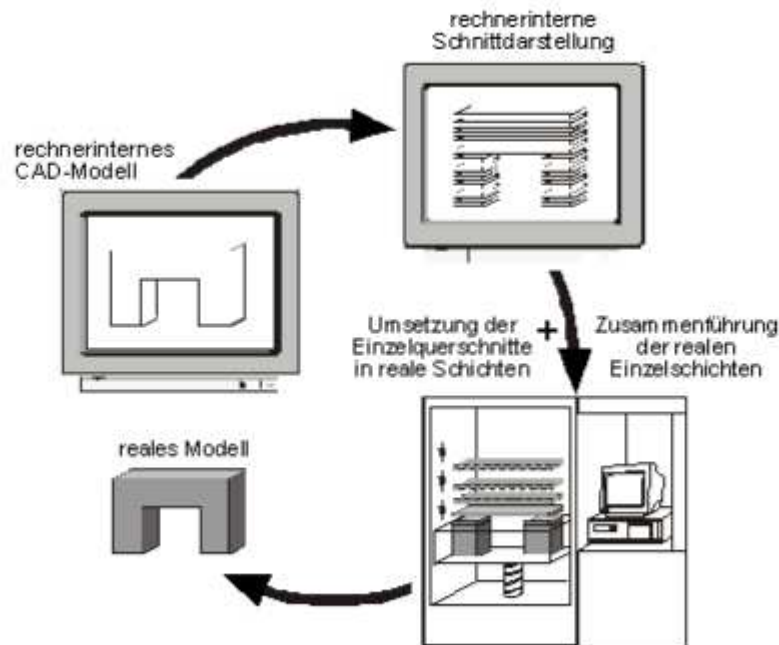
**Abb.3.12: Konzept, um die Beschädigung von umliegendem Gewebe zu mindern [69].** (a) Durch eine abwechselnde Anordnung der Pole kann eine Beschädigung des umliegenden Gewebes gemindert werden. (b) Bei der gegenüberliegenden Anordnung der Pole wird Gewebe, das sich seitlich der Greifbacken befindet, beeinträchtigt.

Weitere Anwendungsmöglichkeiten beziehen sich auf den Verschluss von Blutgefäßen und auf die Verschmelzung von Proteinen, was auch einen Verschluss des Darmes und von Hautpartien ermöglichen würde [47].

### 3.3 Rapid Prototyping

Wie der Name Rapid Prototyping bereits suggerieren lässt, handelt es sich um ein Verfahren mit welchem sich schnell und kostengünstig Anschauungsmodelle herstellen lassen. Der Unterschied zu den herkömmlichen Verfahren besteht darin, dass das Bauteil durch Aneinanderfügen von Volumenelementen entsteht, weshalb es auch als generatives Fertigungsverfahren bezeichnet wird. Die meisten Verfahren beruhen auf dem schichtweisen Auftrag eines aushärtbaren Materials, das anschließend durch möglichst punktuelle Zuführung von Energie ausreagiert und dadurch seine Festigkeit erreicht [30]. Ausgegangen wird dabei von einem 3D-CAD-Modell, welches durch die Rapid-Prototyping-Maschine in Schichten oder Volumenkörper aufgeteilt wird, die zusammengesetzt wiederum das Bauteil ergeben. In Abbildung

3.13 ist der generelle Ablauf eines generativen Fertigungsverfahrens dargestellt. Meist wird das CAD-Modell der Anlage in Form einer .STL-Datei (Surface Transformation Language) übergeben, welche die Oberfläche des Bauteils aus Dreiecke bestehend darstellt [10].



**Abb.3.13: Ablauf eines Rapid-Prototyping-Herstellungsverfahrens** [30]. Bei den meisten Rapid-Prototyping-Verfahren wird das Bauteil durch einen schichtweisen Auftrag von Volumenelementen aufgebaut. Dafür wird das CAD-Modell in einzelne Volumenelemente aufgeteilt, die anschließend generativ zusammengeführt werden, wodurch ein reelles Bauteil entsteht.

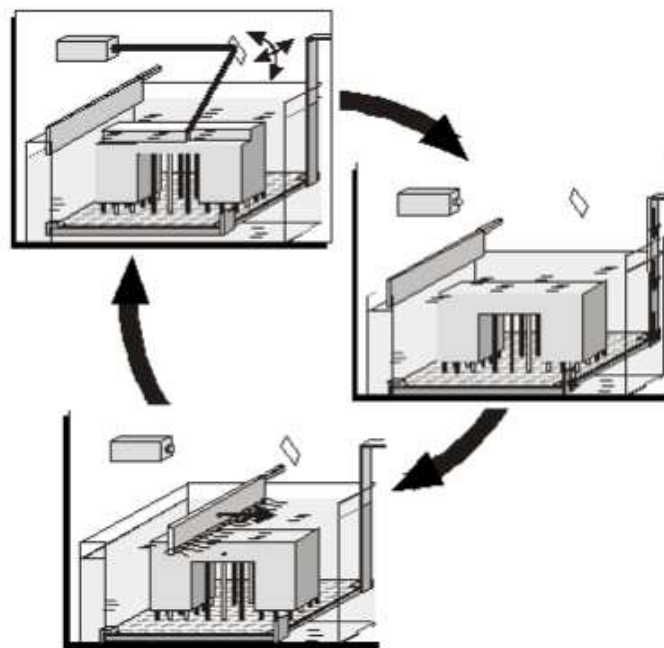
Die Rapid-Prototyping-Verfahren können nach verschiedensten Gesichtspunkten eingeteilt werden. Nach Burns [55] können die Verfahren in additive und subtraktive unterteilt werden. Dies bezieht sich auf die Art wie sie aufgebaut werden. Während bei den additiven sukzessiv Rohmaterial hinzugefügt wird, wird bei den subtraktiven Herstellungsverfahren nicht benötigtes Material wieder abgetrennt. Die subtraktiven Verfahren werden im weiteren Verlauf nicht näher erläutert, da sie den additiven in Genauigkeit und Richtungsunabhängigkeit der mechanischen Kennwerte unterliegen. Für den Erfolg eines Rapid-Prototyping-Produktes sind diese Kriterien zu beachten [10]:

- Anwendungsgebiet des Produktes
- Verwendete Materialien
- Wahl des Herstellungsverfahrens
- Benötigtes Dateiformat

In den folgenden Gliederungspunkten sollen nun die für die Herstellung des Aufsatzes wichtigsten Verfahren vorgestellt werden.

### 3.3.1 Stereolithografie

Bei der Stereolithografie wird das Modell durch schichtweises Auftragen eines flüssigen Monomers und anschließendes lokales Verfestigen mittels eines Laserstrahls hergestellt [55]. Deshalb wird es auch als Laser-Scanner-Verfahren bezeichnet. Wie in Abbildung 3.14 dargestellt, kann es in drei zyklisch wiederkehrende Arbeitsschritte eingeteilt werden.

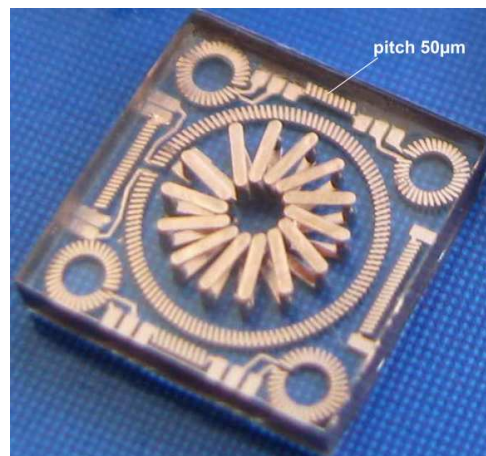


**Abb.3.14: Ablauf eines Stereolithografie-Verfahrens** [30]. Bei der Stereolithografie wird das Modell durch schichtweises Auftragen eines flüssigen Monomers und anschließendes lokales Verfestigen mittels eines Laserstrahls hergestellt. Es kann in drei Schritte unterteilt werden: dem Auftrag des Monomers, dem Aushärten des Monomers durch einen Laser und dem Wischen, um Aushärtungsrückstände zu entfernen und das Monomer wieder gleichmäßig zu verteilen.

Nachdem das Modell von einer dünnen Harzschicht gleichmäßig bedeckt ist, wird die gewünschte Kontur mit dem Laser abgefahren und dabei das Material, auf welches der Laser auftrifft, polymerisiert. Dabei verfestigt sich nur jenes Material, welches direkt vom Laser überstrichen wurde. Der Rest bleibt weiterhin in flüssigem Zustand. Anschließend wird das Modell, welches von flüssigem Material umgeben ist, wieder komplett eingetaucht und abschließend wieder bis auf eine Schichtdicke Abstand zum Wischer angehoben. Die gleichmäßige Verteilung des Harzes wird durch den Wischvorgang nochmals sichergestellt, indem sich dieser im Abstand von einer Schichtdicke über das Werkstück bewegt und dabei überflüssiges Material entfernt. Die Schichtdicke liegt im Bereich von 0,06 bis 0,76 mm [27]. Folglich kann

das Bauteil immer nur so genau gefertigt werden, wie die kleinste Schichtdicke, die aufgetragen werden kann, dick ist [55]. Obwohl die Stereolithografie das älteste Rapid-Prototyping-Verfahren ist, erreicht man damit den höchsten Detaillierungsgrad und die höchste Oberflächengenauigkeit. Jedoch ist die Materialauswahl begrenzt und somit stehen nur Materialien mit verhältnismäßig geringen mechanischen und thermischen Kennwerten zur Verfügung [30].

Neue Möglichkeiten bietet die Mikrostereolithografie. Durch dieses Verfahren sind Schichtdicken von weniger als  $1\text{ }\mu\text{m}$  bei gleichzeitiger Einbringung von Mikroelementen möglich. Allerdings sind die Verfahren patentiert, weshalb keine weiteren Angaben dazu zur Verfügung stehen [29]. In Abbildung 3.15 ist ein Bauteil, welches mit einem Mikrostereolithografie-Verfahren hergestellt wurde, dargestellt.



**Abb.3.15: Mit einem Mikrostereolithografie-Verfahren gefertigtes Bauteil [51].** Bauteil zur drahtlosen Energieübertragung und Kommunikation. Durch dieses Mikrostereolithografie-Verfahren können Schichtdicken von weniger als  $1\text{ }\mu\text{m}$  bei gleichzeitiger Einbringung von Mikroelementen erreicht werden.

### 3.3.2 Selektives Lasersintern

Beim selektiven Lasersintern handelt es sich ebenfalls um ein generatives Schichtbauverfahren. Allerdings wird hier anstatt eines flüssigen ein pulverförmiger Ausgangsstoff verwendet, welcher mittels eines Laserstrahls über die Glasübergangstemperatur erwärmt wird [55]. Dabei verschmelzen die vom Laserstrahl überstrichenen Pulverteilchen und bilden eine feste Schicht [27]. Wie bei der Stereolithografie kann das Verfahren in drei zyklisch wiederkehrende Prozessschritte eingeteilt werden: Der Verfestigung mittels eines Laserstrahls, dem erneuten Auftrag einer Pulverschicht und dem abschließenden Wischvorgang zur Sicherstellung einer gleichmäßigen Verteilung. Die Genauigkeit ist hier jedoch durch die Größe der Partikel begrenzt, weshalb es den Detaillierungsgrad der Stereolithografie nicht erreicht [30]. Aller-

dings kann dieses Verfahren für beinahe alle Materialien verwendet werden, welche ein thermoplastisches Verhalten aufweisen. Somit kann man beim selektiven Lasersintern Materialien verwenden, welche eine höhere mechanische und thermische Belastbarkeit aufweisen [10, 30].

### 3.4 Materialien

Wie bereits erwähnt, sind die verschiedenen Herstellungsverfahren oft nur mit dem jeweiligen dafür geeigneten Werkstoff zu realisieren. Deshalb werden die Werkstoffe, welche aufgrund der angesprochenen Herstellungsverfahren verwendbar sind, im Hinblick auf deren mechanische Eigenschaften sowie Biokompatibilität diskutiert.

#### 3.4.1 Materialien für die Stereolithografie

Damit die für die Stereolithografie nötige Photopolymerisation stattfindet, muss die nötige Energie dafür anhand von Wärme, Licht oder geeigneten Chemikalien eingebracht werden. Bei der Stereolithografie wird das Kettenwachstum durch das Einwirken eines UV-Lasers auf das Harz verursacht. Zusätzlich werden Photo-Initiatorstoffe verwendet, welche durch Absorption der UV-Strahlung in Radikale zerfallen und sich als solche an Acryl-Monomere anlagern [27]. Dadurch wird die eigentliche Polymerisation ausgelöst, das Material härtet aus und bleibt deshalb formbeständig. Da nur wenige Materialien härtbar sind, kann die Stereolithografie nur aus einer begrenzten Auswahl an Materialien schöpfen. Beinahe alle härtbaren für die Stereolithografie verwendeten Materialien gehören zur Gruppe der Epoxidharze. Sie können mit den verschiedensten Füll- und Verstärkungsstoffen kombiniert werden und haben deshalb ein breites Eigenschaftsspektrum. Zudem zeichnen sie sich durch ihre Maßgenauigkeit aus, da sie eine geringe Verarbeitungsschwindung und beinahe keine Nachschwindung aufweisen [4].

Eine weitere Gruppe an Materialien, welche sich für die Stereolithografie eignen, sind die Acrylate. Sie werden bei lasergestützten Anlagen kaum mehr verwendet, da sie sich zu stark verziehen. Allerdings gilt vollständig auspolymerisiertes Acrylat als einziger Rapid-Prototyping-Werkstoff als biokompatibel, weshalb Verfahren entwickelt wurden, bei welchen das Acrylat nicht mit Laserstrahlung sondern mit auf LED-basierten Lichtquellen ausgehärtet wird. Dadurch wird eine höhere Genauigkeit erreicht. Zusätzlich sind Acrylate nach verschiedenen Verfahren sterilisierbar [29].

Um eine herstellernunabhängige Bezeichnung der Werkstoffe für Stereolithografie-Produkte zu erreichen, wurde die Accura-SL-Familie 2003 überarbeitet. Dadurch konnte sich eine herstellerübergreifende Materialbezeichnung durchsetzen. Diese versuchen gebräuchlichen Kunststoffen wie Polypropylen, Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS) oder Polycarbonat in ihren

mechanischen Eigenschaften möglichst nahe zu kommen [29]. In Tabelle 3.2 sind die Eigenschaften verschiedener Photopolymere, welche für die Stereolithografie verwendet werden können, zusammengefasst.

Eigenschaften	Accura Bluestone	DSM Somos WaterShed	Objet TangoBlack
E-Modul [N/mm <sup>2</sup> ]	7600-11700	2650-2880	-
Bruchdehnung [%]	1,4-2,4	11-20	47,7
Zugfestigkeit [N/mm <sup>2</sup> ]	66-68	47-54	2,0
Härte bei 23°C [Shore A]	92	-	61
Glasübergangstemperatur [°C]	65-66	39-56	-10,7
Durchschlagfestigkeit [kV/mm]		29,95	

**Tab.3.2: Eigenschaften ausgewählter Photopolymere** [29, 48]. Die Stereolithografie-Werkstoffe werden nach der Accura-SL-Familie 2003 herstellerübergreifend bezeichnet. Es wird versucht Rapid-Prototyping-Werkstoffe mit ähnlichen Eigenschaften wie denen von gebräuchlichen Kunststoffen (z.B: ABS, PC) herstellen zu können.

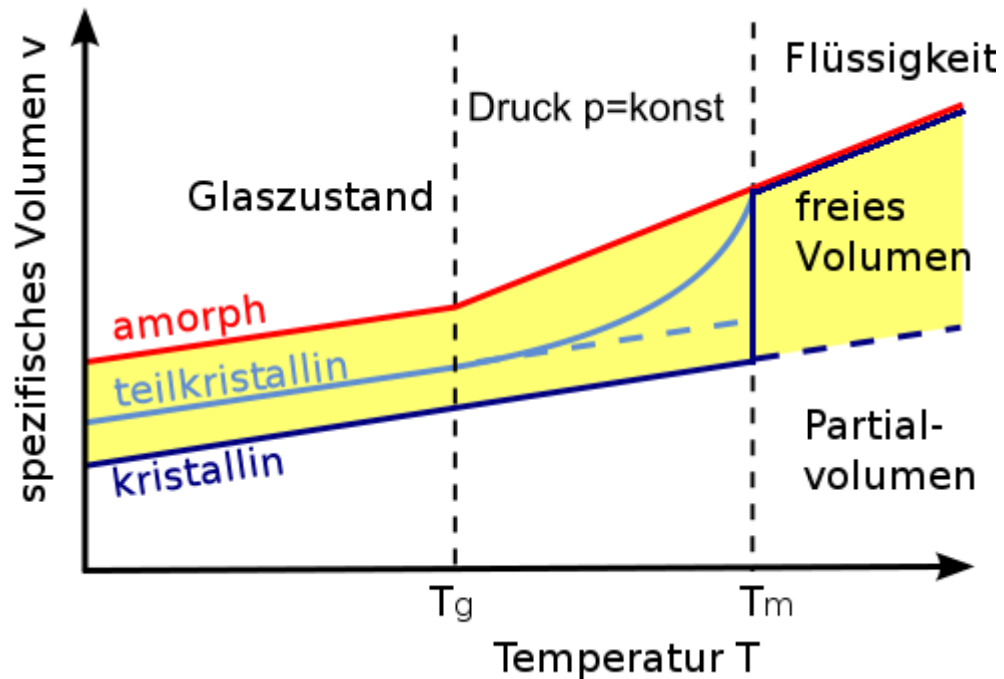
### 3.4.2 Materialien für das Sintern

Für das Sintern eignen sich prinzipiell alle Materialien, welche sich thermoplastisch verhalten, was bedeutet, dass sie bei Wärmezufuhr aufschmelzen und sich beim Abkühlen wieder verfestigen. Grundsätzlich können sowohl Kunststoffe als auch Metalle und Keramiken gesintert werden, wobei im Folgenden lediglich auf die Kunststoffe genauer eingegangen wird, da Metalle und Keramiken den hier geforderten Anforderungen nicht entsprechen: Metalle sind vor allem aufgrund ihrer elektrischen Leitfähigkeit und Keramiken wegen ihrer Neigung zum Spröbruch nicht zu verwenden. Zudem besitzen beide Werkstoffe zu geringe Elastizitätswerte. Die Kunststoffe sind zudem aufgrund ihrer niedrigen Schmelztemperatur leichter und kostengünstiger zu fertigen.

Grundsätzlich sind sie in kristalline und amorphe Kunststoffe zu unterteilen, wobei die meisten Kunststoffe teilkristallin aufgebaut sind. Dies bedeutet dass sie sowohl amorphe als auch kristalline Bereiche enthalten. Während amorphe Kunststoffe in einem breiten Temperaturband ohne sprunghafte Veränderung ihrer mechanischen Eigenschaften erweichen, gehen kristalline Kunststoffe in einem relativ schmalen Temperaturband in einen anderen Aggregatzustand über. Dies hat zur Folge, dass kristalline Kunststoffe vollständig aufgeschmolzen werden und somit eine glattere Oberfläche bilden als amorphe, welche teils nur angeschmolzen werden und deshalb ihre ursprüngliche Partikelform partiell beibehalten. Dies würde die ausschließliche Verwendung kristalliner Kunststoffe nahe legen. Diese haben jedoch den Nachteil der starken Schwindung durch das Abkühlen nach dem Herstellungsprozess. Durch die Schwindung wird ein Verzug des Bauteils verursacht. In Abbildung 3.16 ist der Verlauf



des spezifischen Volumens eines amorphen und eines kristallinen Kunststoffes in Abhängigkeit der Temperatur verdeutlicht. Vom flüssigen Aggregatzustand kommend schrumpft ein amorpher Kunststoff linear während ein kristalliner bei der Schmelztemperatur  $T_m$  plötzlich erstarrt und das spezifische Volumen dabei sprunghaft abnimmt.

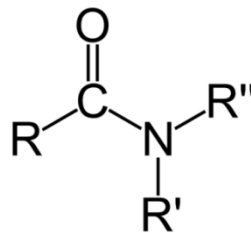


**Abb.3.16: Temperatur-Volumen-Ausdehnungsmodell (adaptiert nach [74]).** Kristalline Kunststoffe besitzen im Gegensatz zu amorphen eine feste Schmelztemperatur  $T_m$ . Deshalb nimmt das spezifische Volumen eines kristallinen Kunststoffs beim Überschreiten der Schmelztemperatur sprunghaft ab. Bei diesem Übergang vom flüssigen in den festen Aggregatzustand kann es zum Verzug des Bauteils kommen.

Um diese Vor- und Nachteile, welche sich aus der inneren Struktur der Kunststoffe ergeben, optimal zueinander abstimmen zu können, muss der Kristallinitätsgrad des Werkstoffs betrachtet werden. Daher finden industriell meist teilkristalline Materialien Verwendung. Von den am häufigsten verwendeten Sinterkunststoffen zählt man Polyamid und Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS) zu den kristallinen, Polycarbonat (PC) und Polystyrol (PS) zu den amorphen Kunststoffen [29]. Diese können allerdings durch Kombination mit anderen Kunststoffen ebenfalls in ihrer Kristallinität beeinflusst werden. Im Folgenden wird auf ausgewählte Werkstoffe näher eingegangen.

### 3.4.2.1 Polyamid (PA)

Polyamide können in vielen verschiedenen Konfigurationen aufgebaut sein. Sie werden nach der Anzahl von C-Atomen in ihren Molekül-Grundbausteinen eingeteilt. Charakteristisch für alle Polyamide ist jedoch die Amid-Gruppe, welche in Abbildung 3.17 dargestellt ist.



**Abb.3.17: Charakteristischer Amid-Baustein** [72]. R, R', R'' stehen für ein Wasserstoffatom oder einen Organyl-Rest. Die Polyamide werden nach der Anzahl von C-Atomen in ihren Molekül-Grundbausteinen benannt.

Polyamide weisen eine hohe Festigkeit und eine gute chemische Beständigkeit auf. Allerdings nehmen sie mit einem steigenden Verhältnis von CH<sub>2</sub>- zu CONH-Gruppen Wasser auf, was letztlich zu einer Quellung und verminderten mechanischen Kennwerten führt. Dies muss bereits bei der Auslegung mit bedacht werden, da mit der Wasseraufnahme eine Volumenzunahme einhergeht. Jedoch kann durch Faserverstärkung eine Minderung dieses Effekts erreicht werden. Es gibt Polyamide, welche die Zertifizierung biokompatibel erlangt haben. In Tabelle 3.3 sind typische mechanische Kennwerte für PA6 angeführt [4, 34].

Eigenschaften von PA 6	
Dichte in [g/cm <sup>3</sup> ]	1,12-1,15
Zug E-Modul in [N/mm <sup>2</sup> ]	2600-3200
Nominelle Bruchdehnung in [%]	20->50
Aufnahme von Wasser bei 23°C, Sättigung in [%]	9-10
Schmelztemperatur in [°C]	220-225
Dielektrizitätszahl bei 100 Hz	3,5-4,2
elektrische Durchschlagfestigkeit in [kV/mm]	30
Formbeständigkeitstemperatur in [°C]	55-80
Max. Gebrauchstemperatur ohne mechanische Beanspruchung in Luft [°C]	
kurzzeitig	140-180
langzeitig	80-100

**Tab.3.3: Ausgewählte Eigenschaften von PA6** [4, 34]. Polyamide weisen eine hohe Festigkeit und eine gute chemische Beständigkeit auf. Mit steigendem Verhältnis von CH<sub>2</sub> zu CONH-Gruppen nehmen sie Wasser auf, was zu einer Quellung führt. Diese muss bei der Auslegung des Bauteils bereits berücksichtigt werden.

### 3.4.2.2 Polycarbonat (PC)

Wie bereits erwähnt ist PC ein amorpher Kunststoff, weswegen es durchsichtig ist. Zudem zeichnet es sich durch eine hohe Festigkeit, Härte und Zähigkeit aus, weshalb es in der Medizin für Spritzen, Schläuche und als Komponente für Dialysegeräte verwendet wird. Obwohl Polycarbonat grundsätzlich als biokompatibel gilt, sind Prototypen aus PC nicht für den medizinischen Einsatz geeignet, weil sich pulverförmiges Material, welches sich in Hohlräumen des Modells anlagert, bei Gebrauch freisetzen kann [22, 31]. Deshalb ist es für den Einsatz an stark beanspruchten Flächen nicht geeignet. Aufgrund der guten elektrischen Eigenschaften, der geringen Wasseraufnahme und Nachschwindung eignet sich das Material zur Herstellung von Präzisionsteilen für die Elektroindustrie. Die chemische Beständigkeit ist jedoch begrenzt [4, 34]. Ausgewählte Eigenschaften von Polycarbonat werden in Tabelle 3.4 aufgezeigt.

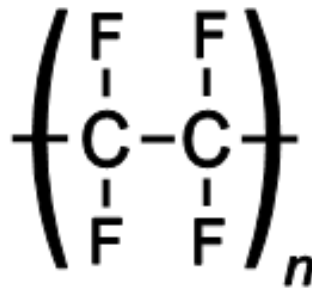
Eigenschaften von PC	
Dichte in [g/cm <sup>3</sup> ]	1,2
Zug E-Modul in [N/mm <sup>2</sup> ]	63-69
Nominelle Bruchdehnung in [%]	>50
Glasübergangstemperatur in [°C]	150
Wasseraufnahme in [%]	
nach 24 h bei 40% rel. F.	0,2
gesättigt, 24 h	0,3
Dielektrizitätszahl bei 100 Hz	2,8-3,2
elektrische Durchschlagfestigkeit in [kV/mm]	30-75
Gebrauchstemperatur ohne mechanische Beanspruchung in Luft [°C]	
kurzzeitig	160
langzeitig	135

**Tab.3.4: Ausgewählte Eigenschaften von Polycarbonat** [4, 34]. Polycarbonat gilt als biokompatibler Werkstoff. Allerdings sind Rapid-Prototyping-Produkte aus Polycarbonat nicht für den medizinischen Einsatz geeignet, da sich Pulverrückstände bei Gebrauch freisetzen können. Grundsätzlich zeichnet sich PC durch eine hohe Festigkeit, Zähigkeit und Härte aus.

### 3.4.3 Polytetrafluorethylen (PTFE)

Polytetrafluorethylen soll hier nicht als Rapid-Prototyping-Werkstoff diskutiert werden, sondern aufgrund seiner Eignung als Isolationsmaterial. Aus der in Abbildung 3.18 dargestellten Monomereinheit kann man schließen, dass PTFE ein nahezu unverzweigtes, linear aufgebautes Polymer bildet [34].

Das umgangssprachlich als Teflon der Firma DuPont bekannte PTFE hat seine Vorteile im weiten Temperatur-Anwendungsbereich, den hervorragenden dielektrischen Eigenschaften und der chemischen Inertheit [4, 34].



**Abb.3.18: Monomereinheit von Polytetrafluorethylen [73].** PTFE bildet ein lineares nahezu unverzweigtes Polymer. PTFE wird hier nicht als Rapid-Prototyping-Werkstoff diskutiert, sondern als Isolationsmaterial.

Obwohl es als der Kunststoff mit der besten Anhaftungseigenschaft gilt, kann es mit Spezialklebstoffen durch Anätzen mit Alkalimetalllösungen klebfähig gemacht werden [4]. Dies ist für die spätere Befestigung der einzelnen Komponenten, welche von PTFE ummantelt werden, von großer Bedeutung. In Tabelle 3.5 sind ausgewählte Eigenschaften von PTFE angeführt. Hieraus ist zu erkennen, dass sich PTFE als lasttragendes Element aufgrund des niedrigen E-Moduls nicht eignet.

Eigenschaften	
Dichte in [g/cm <sup>3</sup> ]	2,15-2,2
Zug E-Modul in [N/mm <sup>2</sup> ]	350-750
Nominelle Bruchdehnung in [%]	>50
Glasübergangstemperatur in [°C]	127
Schmelztemperatur in [°C]	327
Dielektrizitätszahl bei 100 Hz	2,1
elektrische Durchschlagfestigkeit in [kV/mm]	40
Gebrauchstemperatur ohne mechanische Beanspruchung in Luft [°C]	
kurzzeitig	300
langzeitig	250

**Tab.3.5: Ausgewählte Eigenschaften von PTFE [4, 34].** PTFE besitzt einen weiten Temperatur-Anwendungsbereich, hervorragende dielektrische Eigenschaften und ist chemisch inert. Durch Anätzen kann es zudem klebfähig gemacht werden. Deshalb eignet es sich als Isolationsmaterial für die elektrischen Komponenten.

### 3.5 Verwendete Komponenten

Zur experimentellen Evaluierung der vorgestellten Bauteile werden die im Folgenden beschriebenen Komponenten benötigt.

### 3.5.1 Hochfrequenzgenerator

Bei dem in Abbildung 3.19 dargestellten Hochfrequenzgenerator handelt es sich um den VIO 300 D. Dieser wurde von der Firma Erbe Elektromedizin GmbH für die Durchführung der Versuche zur Verfügung gestellt.



**Abb.3.19: VIO 300 D der Firma Erbe Elektromedizin GmbH [19].** Das Gerät verfügt über verschiedene Koagulations- und Dissektionsmodi. Für die experimentelle Evaluierung wurde jedoch nur der ‚Bipolar Soft Coag‘-Modus verwendet.

Das Gerät verfügt über verschiedene Modi zur Erzeugung unterschiedlichster Schnitt- und Koagulationsqualitäten. Allerdings wurde zur experimentellen Evaluierung nur der ‚Bipolar Soft Coag‘-Modus verwendet. Dieser wird als Standardkoagulationsmodus im klinischen Alltag eingesetzt. Er besteht aus einem kontinuierlichen Sinussignal mit einer Frequenz von 330 370 kHz (Basis 350 kHz). Als Spitzenspannungen kommen 200 V vor, da ansonsten an der Elektrode Funken generiert würden, die zur Gewebetrennung führen würden. Dabei werden die maximale Leistung auf 120 W und der Scheitelwert des Ausgangsstroms auf 2,2 A begrenzt [11].

### 3.5.2 Bipolare Pinzette

Um die Koagulationsqualität der Aufsätze mit der eines herkömmlichen Instrumentes vergleichen zu können, wurde mit der in Abbildung 3.20 dargestellten bipolaren Pinzette koaguliert. Diese gehört zum Erbe Elektromedizin Pinzettenprogramm. Es ist sowohl eine Koagulation von Blutgefäßen als auch eine Oberflächen-Koagulation zu erreichen.

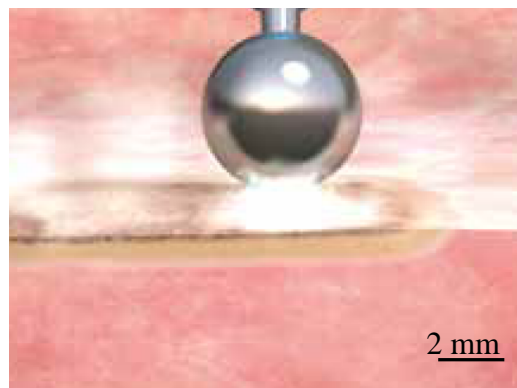


**Abb.3.20: Bipolare Pinzette der Erbe Elektromedizin GmbH.** Um die Koagulationsqualität der Aufsätze mit der eines herkömmlichen Instrumentes vergleichen zu können, wird diese Pinzette verwendet.

## 4 Stand der Technik

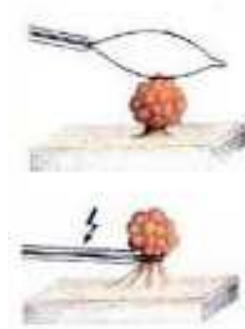
Bei den herkömmlichen minimal invasiven Instrumenten, welche für die Hochfrequenzchirurgie konzipiert sind, wird der Strom direkt über die Greifbacken auf das Gewebe appliziert. Deshalb ist eine Isolation nötig, die gewährleistet, dass der Strom nicht auf den Schaft der Instrumente überspringt. Allerdings werden die Instrumente manuell bedient. Daher besteht nicht die Gefahr, dass elektrische Bauteile durch die vom hochfrequenten Wechselstrom erzeugten elektrischen und magnetischen Felder beeinträchtigt werden. Deshalb wird im Folgenden weniger auf die Konzeptionen der einzelnen Geräte eingegangen, sondern versucht eine Übersicht der verschiedenen Instrumententypen zu geben.

Grundsätzlich kann zwischen den bipolaren und den monopolaren Instrumenten unterschieden werden. Obwohl bei *monopolaren* Instrumenten eine erhöhte Gefahr besteht unerwünschte Verbrennungen zu verursachen, werden sie weiterhin eingesetzt, weil sie eine größere Bandbreite an Einsatzmöglichkeiten bieten [43]. Die in Abbildung 4.1 dargestellte monopolare Kugelelektrode kann für verschiedene Koagulationsarten eingesetzt werden. Zum einen werden verschiedene Koagulationstiefen erreicht und zum anderen eignet sich die Kugelform, um eine kontaktlose Flächenfulguration durchzuführen, bei der man durch geringe thermische Eindringtiefen eine Devitalisierung des Gewebes bewirkt.



**Abb.4.1: Spraykoagulierende monopolare Kugelelektrode** [16]. Mit einer Kugelelektrode lassen sich Koagulationen mit verschiedener Tiefenwirkung bewerkstelligen. Zudem kann durch eine kontaktlose Flächenfulguration eine oberflächliche Devitalisierung des Gewebes bewirkt werden.

Monopolare Instrumente werden neben der Koagulation vorwiegend zur Dissektion verwendet. Hierbei ist vor allem die mit monopolaren Instrumenten erreichte Präzision zu erwähnen. Zusätzlich kann auch an schwer erreichbaren Stellen einfacher geschnitten werden, da nur eine Elektrode an den Ort, an dem geschnitten werden soll, gebracht werden muss. Eine Besonderheit, die ebenfalls nur monopolar angewendet werden kann, ist die in Abbildung 4.2 dargestellte Polypektomie mittels einer Schlinge [62].



**Abb.4.2: Schlingenelektrode zur Polypektomie [28].** Bei der Polypektomie wird die Schlingenelektrode zuerst um das zu entfernde Gewebe gelegt, die Schlinge anschließend zusammengezogen und mit einem hochfrequenten Strom beaufschlagt. Durch den Strom ergibt sich neben der Durchtrennung des Gewebes auch eine Blutstillung.

Die *bipolaren* Instrumente wurden bis vor wenigen Jahren nur bedingt zur Gewebetrennung verwendet. Dies hat sich durch die Einführung von zwei konzeptionell unterschiedlichen Instrumenten geändert [43]. Bei der in Abbildung 4.3 dargestellten Schneideelektrode fließt der Strom zwischen der Nadel und der Kappenelektrode. Es ergibt sich an der Nadel eine hohe Stromdichte, während an der Kappe der Strom über eine große Fläche abfließen kann und somit keine Gewebsreaktion verursacht. Dadurch kann auch bipolar in verschiedenen Schnittqualitäten sicher gearbeitet werden.



**Abb.4.3: Bipolare Nadelschneideelektrode (adaptiert nach [43]).** Der Strom fließt von der Nadelelektrode durch das Gewebe zur Kappenelektrode. An der Nadelelektrode ergibt sich aufgrund ihrer Größe eine hohe Stromdichte, während an der Kappenelektrode der Strom über eine große Fläche abfließt und deshalb keine Gewebsreaktion verursacht.

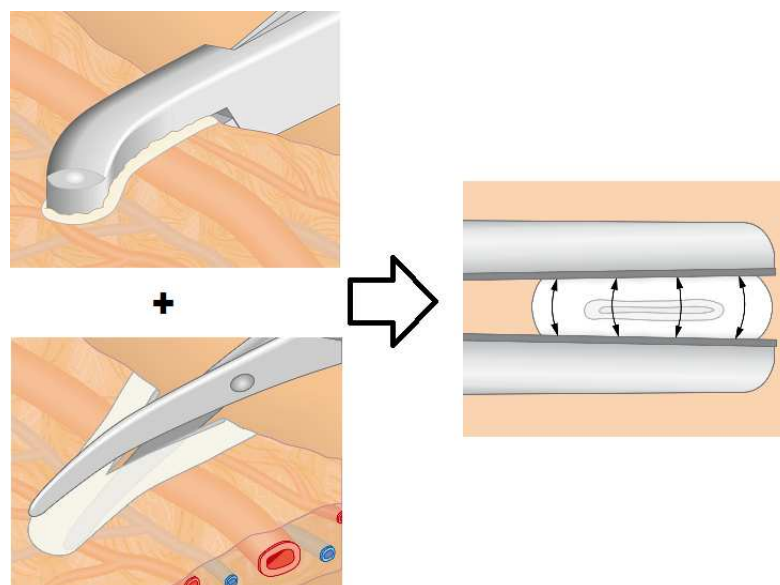
Die zweite Methode, um bipolar zu schneiden, beruht auf dem Aufbau eines Lichtbogens zwischen den beiden Elektroden. Die Intensität des Lichtbogens wird geregelt, so dass dieser homogen aufgebaut ist und somit ein gleichmäßiger Vaporisationseffekt erzeugt wird. In Abbildung 4.4 ist ein solcher Lichtbogen dargestellt.





**Abb.4.4: Lichtbogen zum Gewebeschnitt ohne mechanischen Druck auf das Gewebe auszuüben [17].** Durch einen homogenen Lichtbogen wird Energie ins Gewebe eingebracht, die eine Vaporisation der Zellen verursacht.

Zusätzlich zu diesen Dissektionsmethoden wurden kombinierte Verfahren entwickelt, welche zwei Operationsschritte in einem Gerät zusammenfassen. Das von der Firma Erbe entwickelte BiCision-System fusioniert den Koagulations- und Schneidprozess. Wie in Abbildung 4.5 verdeutlicht, wird das sich zwischen den Greifbacken befindliche Gewebe erst koaguliert und anschließend mechanisch durchtrennt [20].



**Abb.4.5: Fusion des Koagulations- und Schneidprozesses beim BiCision-System von Erbe (adaptiert nach [18]).** Das sich zwischen den Greifbacken befindliche Gewebe wird zuerst koaguliert und anschließend geschnitten. Dadurch kann eine blutungsfreie Durchtrennung von Gewebe gewährleistet werden.

Weitere Instrumente, mit denen Arbeitsschritte eingespart werden und sich somit die Dauer der Operationen verkürzt, beziehen sich auf den Gefäßverschluss [61]. Mit den beiden Systemen BiClamp von Erbe und LigaSure von Valleylab kann dies gewährleistet werden, ohne dass anschließend noch eine Ligatur<sup>2</sup> nötig wäre. Von entscheidender Bedeutung sind hierfür die von den Generatoren zur Verfügung gestellten Leistungsparameter. So werden bei der BiClamp-Zange große Ströme von bis zu 4 A und kleine Spannungen von nur 200 V verwendet [61]. Zusätzlich wird das sich zwischen den Greifbacken befindliche Gewebe stark zusammengepresst. In Abbildung 4.6 sind die wiederverwendbaren BiClamp-Instrumente zu sehen und das Einwegprodukt LigaSure.



**Abb.4.6: LigaSure- (a) und BiClamp-Zange (b) zur Thermofusion von Gewebe [49, 52].** Die beiden Instrumente werden zur Versiegelung kleinerer Gefäße verwendet. Es ist keine zusätzliche Ligatur oder Koagulation nötig. Deshalb tragen sie dazu bei Operationen zu verkürzen.

---

<sup>2</sup> Abschnürung von Hohlorganen oder Leitungsbahnen (meist wird mit einem chirurgischen Faden eine Schlinge um das zu verschließende Gefäß gelegt und festgeknotet)

## 5 Realisierung

In diesem Kapitel werden verschiedene Anbindungsmöglichkeiten der Hochfrequenzchirurgie an das MiroSurgeSystem erarbeitet und evaluiert. Da beim MiroSurgeSystem eine direkte Applikation des hochfrequenten Stromes auf die Greifbacken derzeit nur unter sehr großem Aufwand möglich ist, soll durch einen Art Handschuh, welcher die Ströme vom Instrument abschirmt, eine Koagulation ermöglicht werden. Die Beeinträchtigung, der sich hinter der Instrumentenspitze befindlichen Sensorik, durch die hochfrequenten Wechselströme und der dadurch hervorgerufenen elektrischen und magnetischen Felder, soll untersucht werden können.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Erarbeitung eines funktionsfähigen Aufsatzes. Dafür werden verschiedene Möglichkeiten der Befestigung des Aufsatzes an den Greifbacken vorgestellt und miteinander verglichen. Anschließend wird die Integration eines Leiters, welcher zum einen die Koagulationsströme an die Instrumentenspitze führt und zum anderen diese Ströme gleichzeitig von den elektrischen Einheiten des Chirurgesystems abschirmt, betrachtet.

### 5.1 Anforderungen

Wie im vorhergehenden Text bereits beschrieben, soll eine Art Handschuh an den Greifbacken der Mica angebracht werden. Über diese Aufsätze soll zum einen der Strom auf das Gewebe appliziert und zum anderen vom Instrument – im Speziellen den Greifbacken und der Sensorik – abgeschirmt werden. Zur Verwendung der Aufsätze müssen folgende Aspekte erfüllt werden:

- Befestigung an den Greifbacken bei gleichzeitiger Erhaltung des Greifens
- Applikation hochfrequenter Ströme auf das Gewebe
- Abschirmung der leitfähigen Komponenten des Instruments

In Tabelle 5.1 sind die Anforderungen an die einzelnen Komponenten des Bauteils aufgeführt. Sie werden im weiteren Verlauf dieses Kapitels besprochen. Dafür werden die Anforderungen diesen Anwendungskriterien zugeordnet:

- materialspezifische Anforderungen
- die Geometrie des Bauteils betreffende Anforderungen
- die Integration der Stromführung betreffende Anforderungen
- die Handhabung des Bauteils betreffende Anforderungen.

Material	Stromführung	Geometrie	Handhabung
hohe Festigkeit	hohe Leitfähigkeit	kleine Bauteilgröße	einfache Montierbarkeit
hohe Dehnung	Oxidationsbeständigkeit	Zugentlastung für Kabel	Demontierbarkeit
hohe Temperaturbeständigkeit	Umformbarkeit	geringe Fertigungstoleranzen	
hohe Durchschlagfestigkeit	Spanbarkeit	Integration der Komponenten	
Biokompatibilität	kompakte Stromanbindung	Hinterschneidungen nötig	
Sterilisierbarkeit		sichere Befestigung an den Greifbacken	

**Tab. 5.1: Anforderungen an die einzelnen Bauteilkomponenten.** Die Anforderungen werden vier Anwendungskriterien zugeordnet.

Es wurden schon verschiedene Instrumente mit elastischen Instrumentenspitzen entwickelt, doch bis dato gibt es noch kein ideales Sortiment an Faszangen, das bei jedem Gewebstyp anwendbar wäre [3]. Für verschiedene Gewebearten werden Faszangen aus unterschiedlich harten und festen Materialien benötigt. Zum einen besteht bei zu hartem Material und zu spitzer Formgebung die Gefahr der Perforation des Gewebes, zum anderen kann bei zu elastischem Material die Funktion des Fixierens nicht immer gewährleistet werden [26]. Die Erhaltung der Funktion des Greifens spielt für die Werkstoffwahl eine untergeordnete Rolle, weshalb die Härte nicht als Anforderung in Tabelle 5.1 angeführt wird.

Wichtiger ist für die Werkstoffwahl die Befestigung des Bauteils auf den Zangen. Entscheidend hierfür sind die *Festigkeit und Dehnung* des Materials. Dies wird in Kapitel 5.2.1 noch ausführlicher erläutert.

Ein weiterer wichtiger Materialparameter bezieht sich auf den *Temperaturbereich*, in welchem das Bauteil verwendet werden kann. Das Material muss hohen Temperaturschwankungen standhalten, da beim Koagulationsprozess das Gewebe zwischen den beiden Greifbacken erwärmt wird. Obwohl sich die Elektrode aufgrund der Belastung durch den Stromfluss wegen ihres geringen spezifischen Widerstands kaum erwärmt, kann sie sich durch Wärmeleitung erhitzen und Temperaturen von 140 °C erreichen [6]. Dies tritt vor allem ein, wenn lange und anhaltend koaguliert wird. Da für die Elektrotomie im Gewebe Temperaturen von über 100 °C benötigt werden, sollte das Material dieser Temperatur standhalten [47].

Um einen Durchschlag auf die Greifbacken und der damit verbundenen Beschädigung der Sensorik zu vermeiden, muss immer ein materialabhängiger *Mindestabstand* zwischen Leiter

und Greifbacke eingehalten werden. Die nötige Materialstärke, um einen Durchschlag zu vermeiden, kann nach Gleichung

$$l = \frac{U}{E} \quad 5.1$$

bestimmt werden [4]. Dabei ist E die Durchschlagfestigkeit des jeweiligen Materials, U die anliegende Spannung und l die mindesterforderliche Materialstärke. Der Mindestabstand liegt für die unter 3.4 angeführten Kunststoffe im Bereich von 0,01 - 0,07 mm. Dies gilt unter der Annahme, dass eine Spannung von 1 kV anliegt.

Neben diesen absolut notwendigen gibt es noch weitere wünschenswerte Anforderungen, die an das Material gestellt werden. Die *Biokompatibilität* und *Sterilisierbarkeit* ist für einen späteren klinischen Einsatz unumgänglich, doch mit dieser Arbeit soll die Machbarkeit der Anbindung eines koagulationsfähigen Aufsatzes für das MiroSurgeSystem gezeigt werden. Deshalb werden diese Anforderungen nur zweitrangig beachtet.

Die Stromführung kann aufgeteilt werden in die Elektrode, welche den Strom auf das Gewebe appliziert, und ihre Anbindung an den Stromkreis. Eine hohe *elektrische Leitfähigkeit* ist für beide Komponenten bedeutend. Zusätzlich ist für die Elektrode auch eine hohe *Wärmeleitfähigkeit* wünschenswert. Dadurch wird die Wärme, die bei der Koagulation entsteht, besser abtransportiert und ein Ankleben des Gewebes durch eine erhitzte Elektrode vermindert. Folgende Anforderungen beziehen sich nur auf das Elektrodenmaterial: Oxidationsbeständigkeit, Umformbarkeit und Spanbarkeit. Die *Oxidationsbeständigkeit* ist erforderlich, weil das Bauteil bei Versuchen mit tierischem Gewebe in Kontakt kommt und die Elektrode dabei korrodieren würde und somit nicht wiederverwendbar wäre. Die *Umformbarkeit* und *Spanbarkeit* ist für die nachträgliche Anpassung an die Bauteilgeometrie nötig. Eine kompakte Anbindung der Elektrode an den Stromkreis führt zu einer kleineren Bauteilgröße. Dies ist hinsichtlich der Einsetzbarkeit des Bauteils in der minimal invasiven Chirurgie von großer Bedeutung. Damit es dort verwendbar ist, muss es an den Greifbacken befestigt durch einen Trokar von 10,8 mm Innendurchmesser geschoben werden können.

Manche Anforderungen aus Tabelle 5.1 können nur in Kombination mit weiteren Anforderungen erfüllt werden. Ein Beispiel hierfür ist die Bauteilgröße. Nur durch die Kombination aus geeigneter Geometrie und kompakter Bauweise der einzelnen Komponenten ist eine kleine Baugröße zu realisieren. Die Befestigung der Bauteile an den Greifbacken ist sowohl von den Fertigungstoleranzen als auch von den mechanischen Kennwerten des Materials abhängig. Die Zugentlastung des Kabels kann durch eine geeignete Geometrie als auch durch die Anbindung an den Leiter sicher gestellt werden.

Die Fertigungstoleranzen müssen hinsichtlich der Größe des Bauteils und der darin integrierten Komponenten im Zehntel-Millimeter-Bereich liegen. Zudem sollte das Herstellungsverfahren die Fertigung von Hinterschneidungen erlauben, um die komplexen Bauteilgeometrien der Befestigungsmechanismen fertigen zu können.

Des Weiteren ist es für die Handhabung der Bauteile wünschenswert, diese nach der Befestigung an den Greifbacken auch wieder lösen zu können. Eine einfache und schnelle Befestigung ist der Handhabung ebenfalls dienlich.

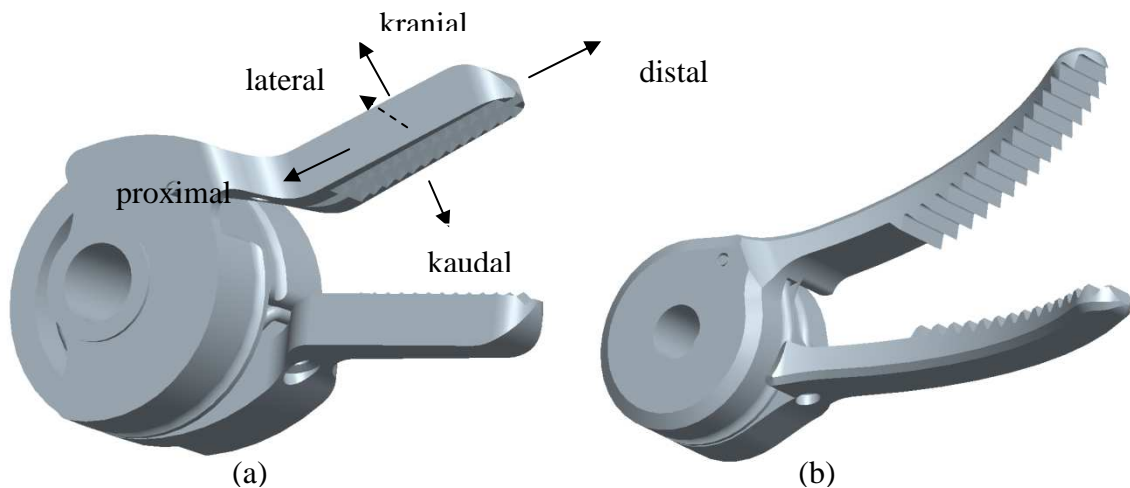
## 5.2 Geometrie des Bauteils

In diesem Kapitel soll unter Betrachtung funktionsrelevanter Aspekte die Geometrie des Bauteils bestimmt werden. Dazu sind die im vorhergehenden Kapitel diskutierten Anforderungen einzubeziehen. Es wurde ein morphologischer Kasten erarbeitet, in welchem den Anforderungen die Lösungsideen gegenübergestellt sind. In den folgenden Abschnitten werden die einzelnen Anforderungen mit ihren jeweiligen Lösungsmöglichkeiten diskutiert und anschließend im morphologischen Kasten in Tabelle 5.4 dargestellt. Dafür wird die Konzeption des Bauteils in folgende Abschnitte unterteilt:

- Befestigung der Bauteile an den Greifbacken
- Geometrie des Bauteils
- Befestigung und Form der Elektrode
- Befestigung und Abschirmung der Stromversorgung

### 5.2.1 Befestigung der Bauteile an den Greifbacken

Um ein besseres Verständnis für die Aufgabe zu entwickeln, sind in Abbildung 5.1 die beiden Greifbacken, für welche Aufsätze erarbeitet werden sollen, dargestellt. An diese Greifer sollen die Bauteile befestigt werden können. Verschiedene Möglichkeiten der Befestigung werden in diesem Kapitel vorgestellt und evaluiert. Zur Generierung der Befestigungsmechanismen wurde die Liste physikalischer Effekte nach Ponn [56] verwendet. Die für diese Arbeit relevantesten Effekte können in kraft-, form- und stoffschlüssige Verbindungen eingeteilt werden.



**Abb.5.1: Gerader Greifer (a) und gebogener Greifer (b).** Für diese beiden Greifer werden im Folgenden Aufsätze erarbeitet.

#### 5.2.1.1 Kraftschlüssige Befestigung an den Greifbacken

Die kraftschlüssigen Befestigungsmechanismen sind von der Kraft abhängig, mit welcher das Bauteil in die Zähne der Greifbacken gedrückt wird. Denn dadurch ergibt sich ein Formschluss, der verhindert, dass das Bauteil in distaler Richtung von der Greifbacke gezogen werden kann. Die kraftschlüssige Verbindung kann durch unterschiedliche Konzepte verwirklicht werden. Diese Lösungen werden anschließend vorgestellt:

- Dehnung
- Madenschraube
- Tellerfeder
- Abstandsplatte

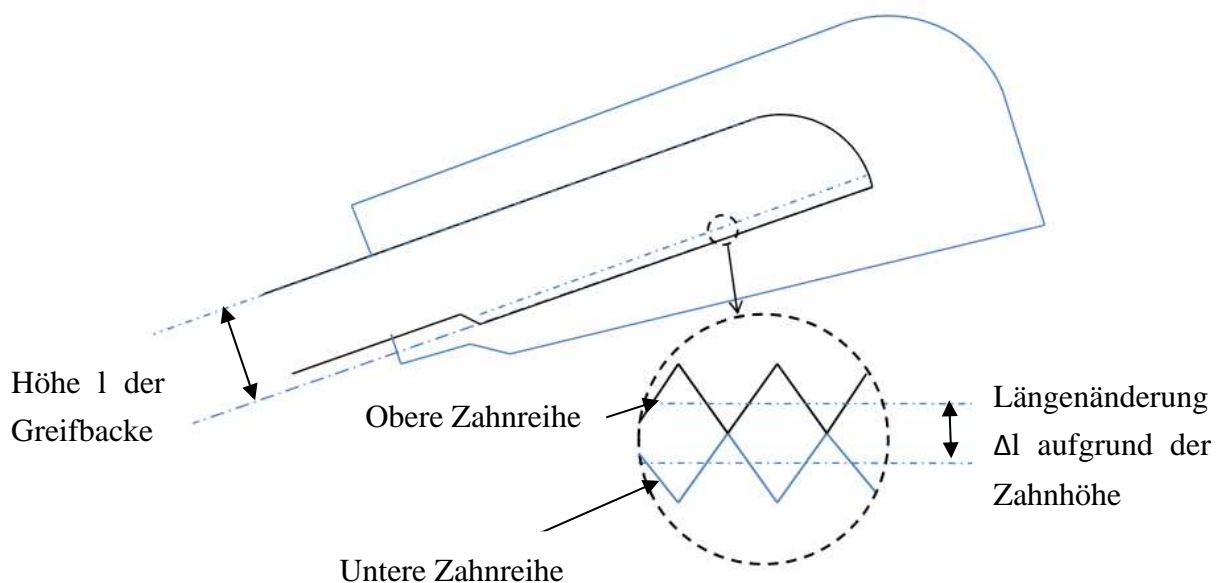
#### Dehnung

Der Greifbacke wird eine Art „Handschuh“ übergezogen, der sich an die Form der Greifbacke anpasst. Die Befestigung basiert auf der Dehnung des Bauteils beim Aufschieben auf die Greifbacke. Dafür wird die Aussparung des Bauteils mit Untermaß hergestellt, weshalb das Bauteil an die Greifbacke gepresst wird. Der Nachteil dieser Methode liegt in der eingeschränkten Materialauswahl. Nur elastische Materialien weisen eine ausreichend hohe Rückstellungskraft auf, um zum einen über die Greifer geschoben werden und zum anderen ausreichend Halt an den Greifbacken gewährleisten zu können.

Die Dehnung kann nach Formel 5.2 aus dem Verhältnis der Längenänderung  $\Delta l$  zur Höhe  $l$  der Greifbacke bestimmt werden.

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad 5.2$$

Die zur Berechnung der Dehnung benötigten Werte können der Abbildung 5.2 entnommen werden. Im befestigten Zustand greifen die Zähne ineinander und die Mittellinien der beiden Zahnreihen kommen aufeinander zu liegen. Die Dehnung ergibt sich, wie in Abbildung 5.2 verdeutlicht, aus der Addition der halben Zahnhöhe der oberen und unteren Zahnreihe (vgl. zusätzlich Abbildung 5.7).

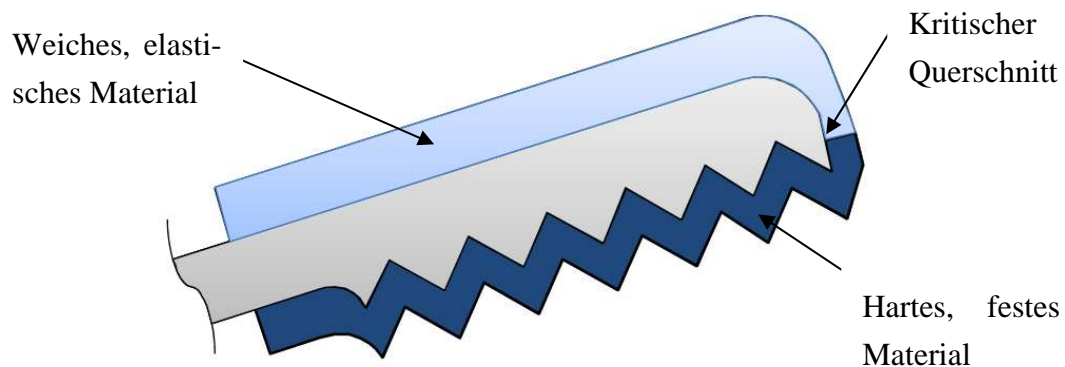


**Abb.5.2: Darstellung der für die Berechnung der Dehnung benötigten Werte.** Die Dehnung ergibt sich aus der Addition der halben Zahnhöhe der oberen und unteren Zahnreihe und der Höhe der Greifbacke.

Für die geraden Greifbacken ergibt sich eine Dehnung von 25 % und für die gebogenen eine maximale Dehnung von 50 %. Die gebogenen Greifbacken weisen aufgrund der spitz zulaufenden Greifbacken eine variable Dehnung auf. Das Verhältnis der Höhe der Greifbacke zur Zahnhöhe ist am distalen Ende 2:1, am proximalen 4:1. Die Dehnung kann durch eine Reduzierung der Zahnhöhe des Bauteils gemindert werden. Allerdings wird dadurch der Halt der Bauteile verringert.

Ein Zwei-Komponenten-Bauteil, bei dem drei Seitenflächen der Greifbacke mit einem elastischen Werkstoff und die kaudale mit einem festen Material umgeben werden, stellt eine Alternative zur Reduzierung der Zahnhöhe dar. In Abbildung 5.3 ist der prinzipielle Aufbau dargestellt. Die Schwierigkeit hierbei liegt vor allem in der Fertigung. Zum einen spielt die Bauteilgröße, in welcher zwei verschiedene Materialien verarbeitet werden sollen, eine Rolle und zum anderen die Festigkeit am Übergang der beiden Materialien.





**Abb.5.3: Zwei-Komponenten-Ausführung.** Ein Zwei-Komponenten-Bauteil stellt eine Möglichkeit dar den Aufsatz an der Greifbacke zu befestigen. Das elastische Material zieht dabei das harte Material in die Zähne der Greifbacken. Der Aufsatz wird folglich durch Dehnung an der Greifbacke gehalten.

### Madenschraube

Zur Befestigung durch eine Madenschraube muss diese senkrecht zur kranialen Bauteiloberfläche eingeschraubt werden. Dabei zieht die Schraube die kaudale Bauteiloberfläche in die Zähne der Greifbacken. Das Einschneiden des Gewindes in das Bauteil ist aufgrund der geringen Wandstärke problematisch. Da die Anziehkraft über das Gewinde übertragen wird, ist dieses zusätzlich stark belastet. Deshalb muss das Material eine hohe Festigkeit besitzen. Trotzdem ist aufgrund der Wandstärke und der Anziehkraft die Gefahr eines Bruches in der Umgebung der Madenschraube hoch.

### Tellerfeder

Die Tellerfeder übernimmt bei dieser Variante die Funktion der Madenschraube. Die Feder kann entweder an der Greifbacke oder am Aufsatz befestigt werden. Da die Greifbacke nach Möglichkeit unverändert bleiben soll und keinesfalls in Form und mechanischen Kennwerten beeinträchtigt werden darf, erscheint die Integration der Feder ins Bauteil sinnvoller. Allerdings erfordert die Befestigung der Feder im Inneren des Bauteils eine hohe Fertigungsge nauigkeit.

### Abstandsplatte

Zur Befestigung des Bauteils durch eine Abstandsplatte wird diese zwischen die kraniale Greifbackenoberfläche und die Bauteilwand eingeschoben. Allerdings muss die Abstandsplatte zusätzlich gesichert werden, sodass sie sich keinesfalls während einer Anwendung lösen kann. Dies ist konstruktiv durch eine Aussparung im Bauteil und einen Vorsprung in der Ab-

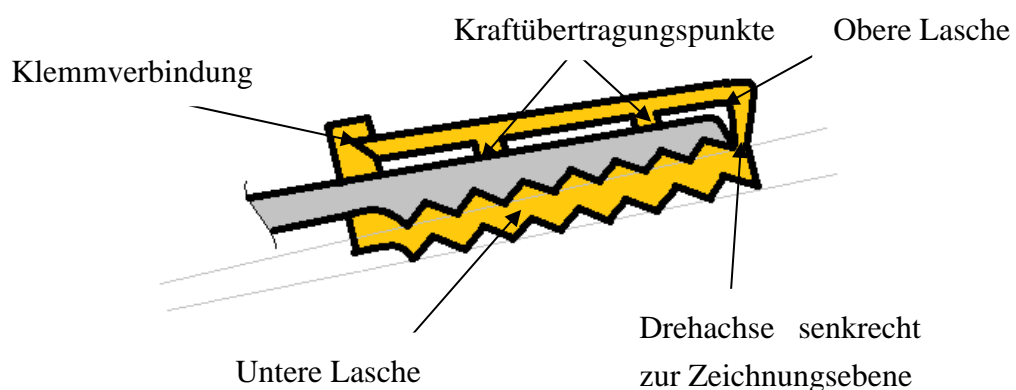
standsplatte realisierbar. Eine Abstandsplatte wäre auch in Kombination mit den anderen bereits eingeführten Befestigungsmechanismen denkbar.

### 5.2.1.2 Formschlüssige Befestigung an den Greifbacken

Das Befestigungsprinzip für den Formschluss bleibt das gleiche wie für den Kraftschluss – die kaudale Bauteilseite wird in die Zähne der Greifbacken gedrückt und dadurch befestigt. Die Art diese Kraft aufzubringen ändert sich. Diese wird durch einen formschlüssigen Befestigungsmechanismus aufgebracht. Die Möglichkeiten einer formschlüssigen Befestigung sind begrenzt, weshalb nur ein Befestigungsmechanismus vorgestellt wird.

#### Klemmmechanismus

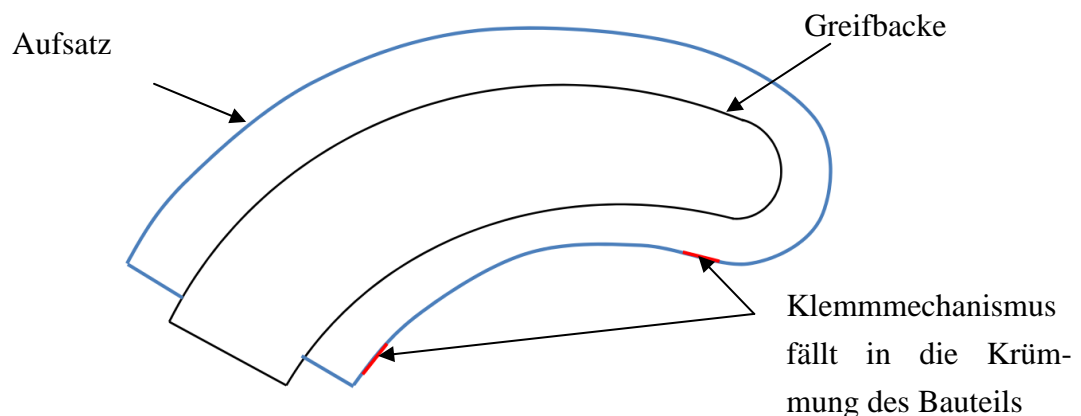
Die nötige Kraft wird durch einen Klemmmechanismus, wie er in Abbildung 5.4 schematisch dargestellt ist, aufgebracht.



**Abb.5.4: Prinzipskizze der Längsklemmbefestigung.** Die Befestigung des Aufsatzes erfolgt durch das Einrasten des Klemmmechanismus. Dadurch drücken die Kraftübertragungspunkte gegen die Greifbacke und ziehen somit die untere Lasche in die Zähne der Greifbacke. Die Drehachse der unteren zur oberen Lasche befindet sich dabei senkrecht zur Zeichnungsebene.

Die Klemmkraft wird an den beiden gekennzeichneten Stellen in Abbildung 5.4 auf die kraniale Greifbackenoberfläche übertragen. Um die Passgenauigkeit gering zu halten gibt es zwischen der oberen Lasche und der Greifbacke nur zwei Berührungspunkte.

Es sind zwei Positionen für die Klemmen denkbar. Beim *Längsklipp* wird die obere Lasche am proximalen Bauteilende eingeklemmt und am distalen Bauteilende befindet sich die Drehachse zwischen den Laschen. Beim *lateralen Klipp* befindet sich die Drehachse lateral zur Greifbacke. An der gegenüberliegenden Längsseite ist die Klemmeinrichtung.



**Abb.5.5: Lateraler Klemmmechanismus für die gebogene Greifbacke.** Beim lateralen Klemmmechanismus befinden sich die Drehachse und der Klemmmechanismus lateral der Greifbacke. Bei der gebogenen Greifbacke führt dies zu Problemen, da die Drehachse in die Krümmung fällt.

Die laterale Anbringung des Klemmmechanismus und der Drehachse fällt bei der gebogenen Greifbacke, wie in Abbildung 5.5 gezeigt, in die Krümmung des Aufsatzes. Dies führt zu unnötigen Komplikationen bei der Befestigung. Deshalb ist die Anbringung des Klemmmechanismus in der Art, wie sie in Abbildung 5.4 dargestellt ist, dem lateralen Konzept vorzuziehen.

### 5.2.1.3 Stoffschlüssige Befestigung an der Greifbacke

Die stoffschlüssige Anbringung des Aufsatzes ist mehr ein Notkonzept, welches zusätzlich zu den anderen Konzepten verwendet werden kann. Hierbei sollen die Bauteile angeklebt werden. Der Klebstoff ist von den zu verklebenden Materialien abhängig. Die Fixierungsart ist nicht reversibel, deshalb müssen die Greifbacken mitsamt Aufsätzen entweder als Einwegprodukt oder als reinigbare Komponente verwendet werden. Die Sterilisation der Bauteile im verklebten Zustand ist sehr aufwendig, weil Gewebeflüssigkeit in die Zwischenräume von Bauteil und Greifbacke gelangen kann und dort nur schwer zu entfernen ist.

### 5.2.1.4 Auswertung der Befestigungsmechanismen

In der in Tabelle 5.2 dargestellten Anforderungs-Möglichkeitenmatrix werden die einzelnen Befestigungsmechanismen nochmals aufgelistet und im Hinblick auf die verschiedenen Anforderungen bewertet. Die Anforderungen werden unterschiedlich gewichtet. Die Bewertung der Befestigungsmechanismen orientiert sich an den bereits diskutierten Vor- und Nachteilen.

Da die Befestigung mittels Madenschrauben variabel einstellbar ist und die Zweikomponenten-Ausführung genauso wie die Befestigung durch Dehnung von allen Seiten wirkt, sind diese hinsichtlich der *Stabilität* am besten bewertet.

Die *Temperaturbeständigkeit* ist von der Werkstoffwahl abhängig. Die Auswahl fester Werkstoffe mit hoher Temperaturbeständigkeit ist wesentlich größer als die elastischer Materialien.

Unter *Fertigung* wird der Herstellungsaufwand betrachtet. Je einfacher eine Bauteilvariante zu fertigen ist, desto besser ist es bewertet.

Unter *Montage* werden der Aufwand und die Dauer, die zur Befestigung nötig sind, betrachtet.

Als letztes wird die *Demontierbarkeit* bewertet.

	Stabilität	Temperaturbeständigkeit	Fertigung	Montage	Demontierbarkeit	Ergebnis
Gewichtung	<b>5</b>	<b>3</b>	<b>3</b>	<b>2</b>	<b>1</b>	
2K Ausführung	3	1	1	3	3	<b>30</b>
Dehnung	3	3	2	3	2	<b>38</b>
lateral Klipp	1	3	2	1	2	<b>24</b>
Längsklipp	2	3	3	3	2	<b>36</b>
Madenschraube	3	3	1	1	3	<b>32</b>
Tellerfeder	2	3	2	2	1	<b>30</b>
Abstandsplatte	2	3	2	2	3	<b>32</b>
Kleben	2	1	3	2	1	<b>27</b>

**Tab.5.2: Anforderungs-Möglichkeitenmatrix.** In der Anforderungs-Möglichkeitenmatrix werden die Befestigungsmechanismen hinsichtlich der an sie gestellten Anforderungen bewertet. Die Anforderungen werden gewichtet, da sie für die Funktion des Bauteils unterschiedlich wichtig sind. Die Erfüllung einer Anforderung wird mit 3 bewertet, wenn ein Mechanismus eine Anforderung nicht berücksichtigen kann wird dies mit 1 bewertet.

Somit ergibt sich die Dehnung als die geeignetste Befestigungsvariante. Im folgenden Kapitel wird hierfür eine geeignete Bauteilgeometrie ermittelt.

## 5.2.2 Geometrie des Bauteils

Aufbauend auf den ermittelten Befestigungsmechanismus wird in diesem Kapitel zuerst auf den Greifmechanismus und die Verzahnung des Bauteils eingegangen und anschließend auf die äußere Bauteilgeometrie. Abschließend wird die Integration der einzelnen Funktionseinheiten besprochen.

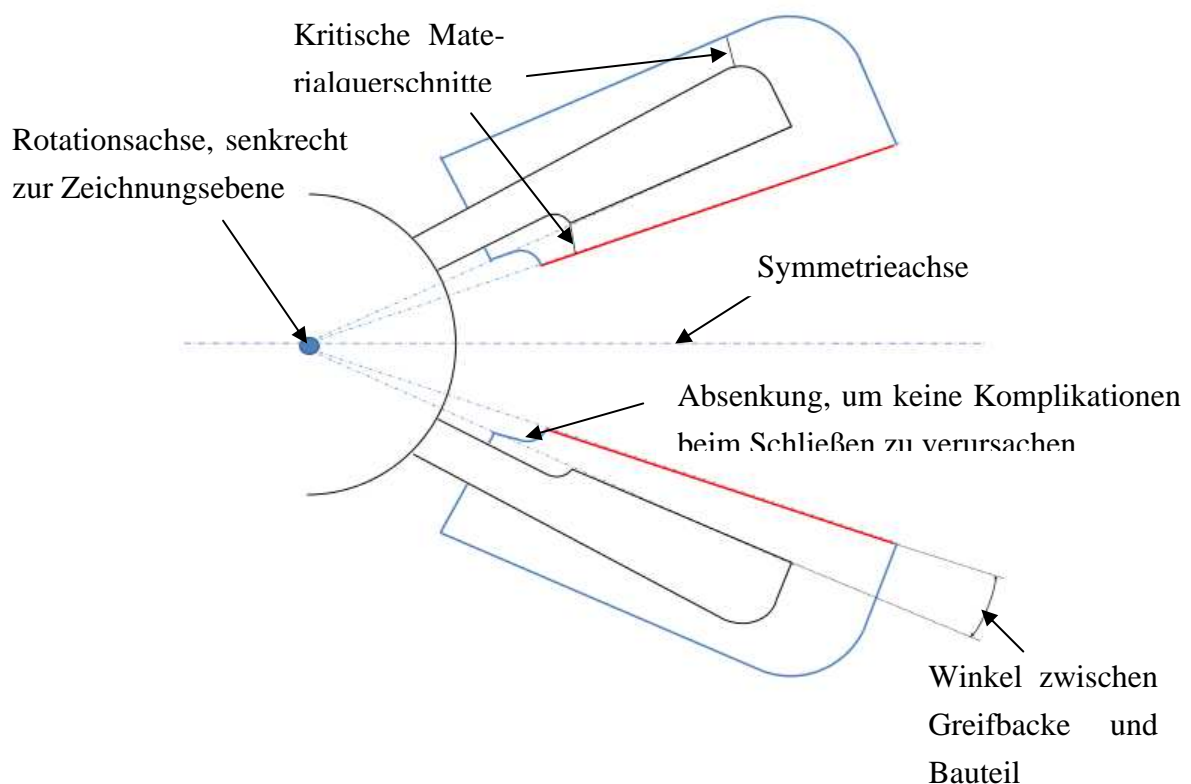
### 5.2.2.1 Greifmechanismus und Verzahnung

Das Bauteil muss durch einen Trokar in das Operationsgebiet eingeführt werden. Deshalb darf es dessen Innendurchmesser von 10,8 mm nicht überschreiten. Damit die Bauteile in ge-

geschlossenem Zustand den Durchmesser des Instrumentenschaftes nicht überschreiten, wird ein Außendurchmesser von 10 mm angestrebt.

### Greifmechanismus

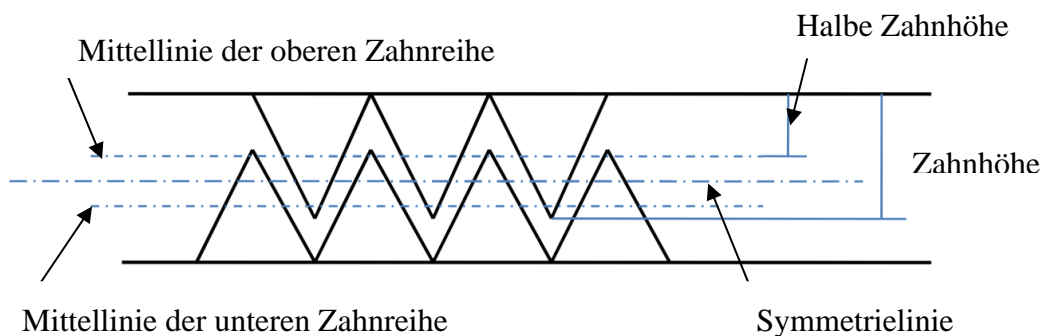
Die kaudalen Bauteiloberflächen müssen in geschlossenem Zustand aufeinander zum Liegen kommen, um die Fixierung von Gewebe gewährleisten zu können. Dies kann dadurch gewährleistet werden, dass durch die Rotationsachse und einem Punkt auf der kaudalen Bauteiloberfläche eine Ebene aufgespannt wird. Es darf kein Punkt des Bauteils existieren, der näher an der Symmetrieachse liegt als die Punkte dieser Ebene. Die in Abbildung 5.6 dargestellte Absenkung verhindert durch Fertigungsungenauigkeiten hervorgerufene Komplikationen beim Schließen des Bauteils. Da die Greifbacken auch ohne die Aufsätze verwendet werden, ergibt sich zwischen der kaudalen Fläche der Greifbacke und derer der Bauteile ein Winkel, welcher in Abbildung 5.6 dargestellt ist. Aufgrund dieses Winkels ergeben sich im Bauteil die beiden markierten kritischen Materialquerschnitte. Ein spitzer Winkel mindert diese.



**Abb.5.6: Erläuterung des Mechanismus zum Schließen der Bauteile mit Aufsätze.** Um die Greifbacken komplett schließen zu können, wird durch die Drehachse und die kaudale Bauteilseite (rot markiert) eine Ebene aufgespannt, welche von keinem Punkt des Aufsatzes in Richtung Symmetrieachse überschritten werden darf.

## Verzahnung

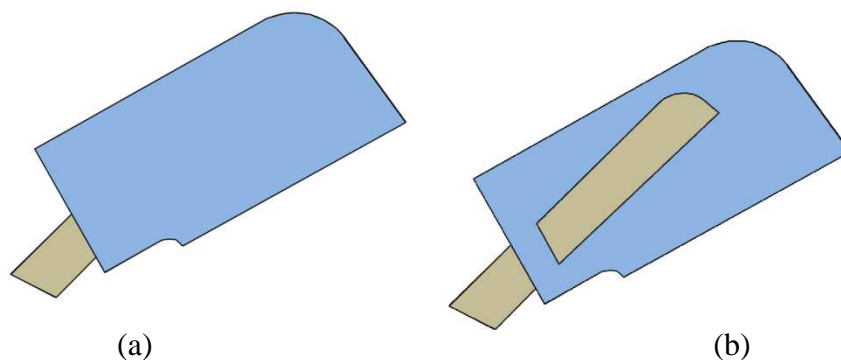
Anstelle der rot markierten Fläche in Abbildung 5.6 befindet sich die Verzahnung. Da die Zähne ineinandergreifen, liegen die Punkte, welche zusammen mit der Rotationsachse die Ebene aufspannen, auf halber Zahnhöhe. Diese Ebenen kommen, wie in Abbildung 5.7 in geschlossenem Zustand nicht exakt aufeinander zum Liegen, sondern verbleiben parallel zueinander und symmetrisch zur Symmetrielinie. Aus fertigungstechnischen Gründen ist dies sinnvoller.



**Abb.5.7: Darstellung der Verzahnung in geschlossenem Zustand.** Da die Zähne ineinandergreifen, liegen die Punkte, welche zusammen mit der Rotationsachse die Ebene zum Schließen des Bauteils aufspannen, auf halber Zahnhöhe. Diese Ebenen kommen in geschlossenem Zustand nicht exakt aufeinander zum Liegen, sondern verbleiben parallel zueinander und symmetrisch zur Symmetrielinie.

### 5.2.2.2 Äußere Bauteilgeometrie

Die Unterscheidung in ‚offene‘ und ‚geschlossene‘ Bauteilgeometrie bezieht sich auf die Form der Ummantelung der Greifbacke. Bei der offenen Geometrie wird die Greifbacke nicht vollständig vom Bauteil ummantelt, sondern wie in Abbildung 5.8 rechts an den Seitenflächen offen gelassen.

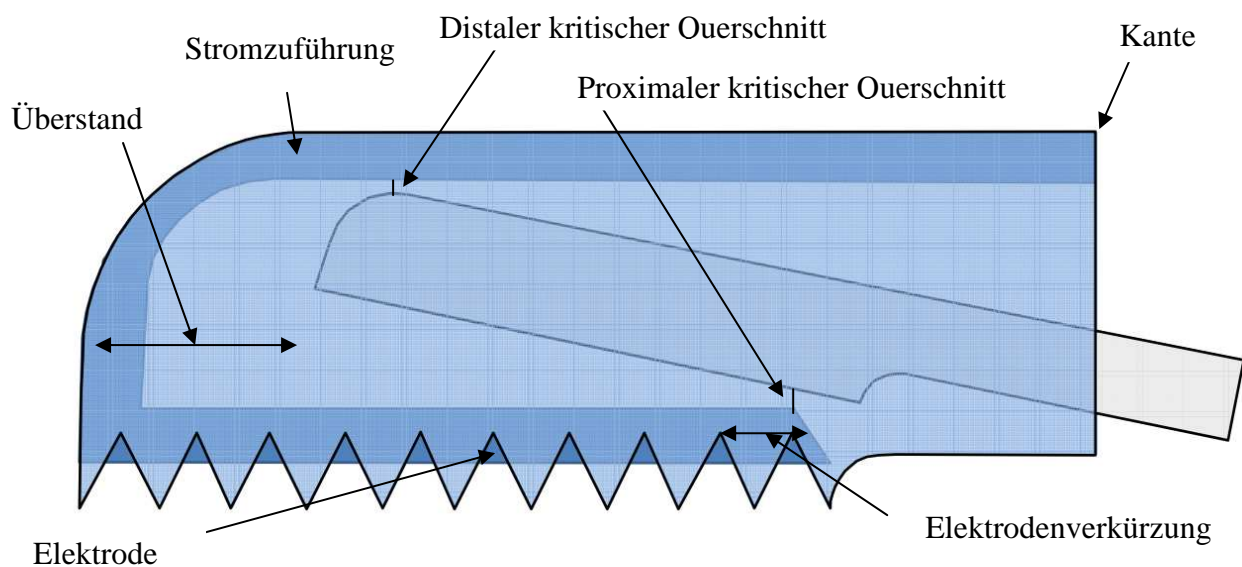


**Abb.5.8: Geschlossene (a) und offene (b) Bauteilvariante.** (a) Bei der geschlossenen Bauteilvariante wird die Greifbacke von allen Seiten vollständig vom Aufsatz umschlossen. Dies ist schwieriger zu fertigen als die offene Variante. (b) Bei der offenen Bauteilvariante wird die Greifbacke lateral der Greifbacke nicht vom Aufsatz umschlossen. Dadurch besteht die Gefahr, dass Ströme über das Gewebe direkt auf die Greifbacke appliziert werden.

Dadurch kann das Bauteil einfacher gefertigt werden, weil Hinterschneidungen wegfallen. Zudem können Fertigungsungenauigkeiten leichter nachbearbeitet werden. Nachteilig wirkt sich die geöffnete Geometrie auf den Halt an der Greifbacke aus. Entscheidender ist jedoch, dass der Strom über das Gewebe auf die Greifbacken gelangen kann. Da sich dieser Aspekt auf die Sicherheit im Umgang mit den Aufsätzen bezieht, ist eine geschlossene Form der offenen vorzuziehen. Bei der geschlossenen Geometrie wird das Bauteil von allen Seiten, wie in Abbildung 5.8 links dargestellt, umschlossen.

### 5.2.2.3 Integration der Funktionseinheiten ins Bauteil

Die in Kapitel 5.2.2.1 bereits erläuterten kritischen Querschnitte werden durch Aussparungen für die Elektrode und die Stromzuführung verengt. Eine mögliche Position der Elektrode und der Stromführung ist in Abbildung 5.9 dargestellt.



**Abb.5.9:Platzaufteilung der Komponenten innerhalb des Bauteils.** Aufgrund der für die Funktion des Bauteils benötigten Komponenten ergeben sich kritische Querschnitte. Diese müssen ausreichend sicher ausgelegt werden, sodass ein Bruch des Bauteils an diesen Querschnitten verhindert werden kann. Gleichzeitig darf der umfassende Durchmesser des Trokars, durch den das Instrument samt Aufsätzen hindurch geführt werden muss, nicht überschritten werden.

Inwiefern man diese Bauteilstellen entlasten kann, soll im Folgenden diskutiert werden. Ziel ist es die beiden kritischen Querschnitte ausreichend sicher auszulegen, um sowohl einen Durchschlag des Stromes als auch einen Bruch des Werkstoffs zu verhindern. Da der umfassende Durchmesser der Aufsätze im geschlossenen Zustand auf maximal 10 mm beschränkt ist, muss ein Kompromiss aus Bauteilsicherheit und Funktionalität geschlossen werden.

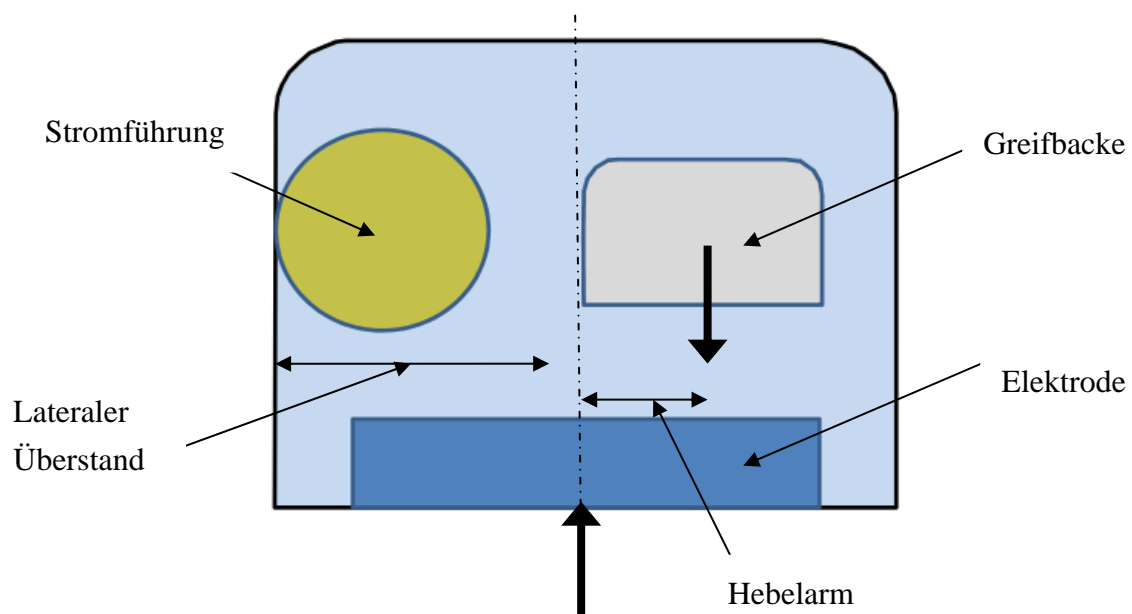


### Distaler Überstand

Einerseits soll die Koagulationsfläche nach Kapitel 3.2 möglichst groß sein. Andererseits wird dadurch der Abstand zwischen Elektrode und Greifbacke vermindert. Um die Elektrode verlängern zu können, kann der Aufsatz am distalen Bauteilende verlängert werden. Dieser Überstand ist in Abbildung 5.9 gekennzeichnet. Daraus ergeben sich keine nennenswerten Nachteile.

### Lateraler Überstand

Zwischen der Aussparung für die Stromführung und der Greifbacke befindet sich der distale kritische Querschnitt. Durch einen lateralen Überstand, wie in Abbildung 5.10 dargestellt, kann dieser kritische Querschnitt umgangen werden. Ein lateraler Überstand ermöglicht eine seitliche Stromführung. Allerdings ist in dieser Konfiguration die Krafteinleitung nicht mehr mittig zur Greifbacke. Dies führt zu einem Moment, das eine Verdrehung des Bauteils relativ zur Greifbacke verursacht und letztlich eine Destabilisierung und geminderte Funktionalität des gesamten Konzepts bewirkt.

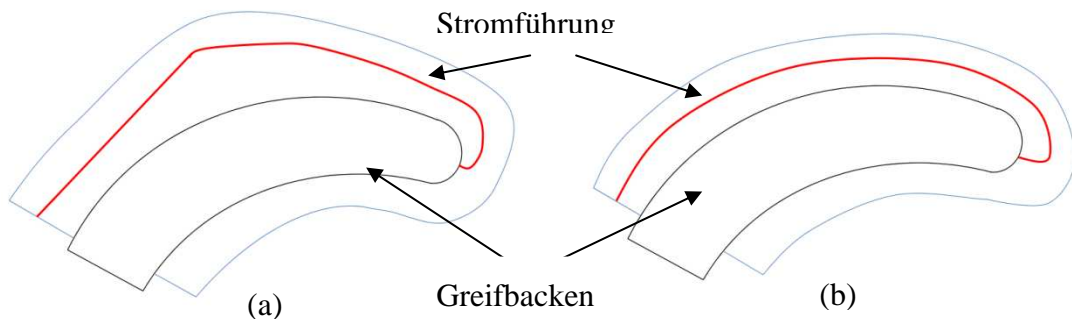


**Abb.5.10: Bauteilausführung mit seitlichem Überstand.** Beim seitlichen Überstand wird die Stromzuführung seitlich der Greifbacke platziert. Dadurch werden die kritischen Querschnitte entlastet. Allerdings wird die Greifbacke seitlich versetzt platziert. Dies führt zu einem Moment, welches den Halt des Aufsatzes auf der Greifbacke destabilisiert.

In Abbildung 5.11 sind zwei Möglichkeiten der Stromführung abgebildet. Die angepasste Stromführung ist wegen der Krümmung schwieriger umzusetzen. Hierauf wird in Kapitel 5.3



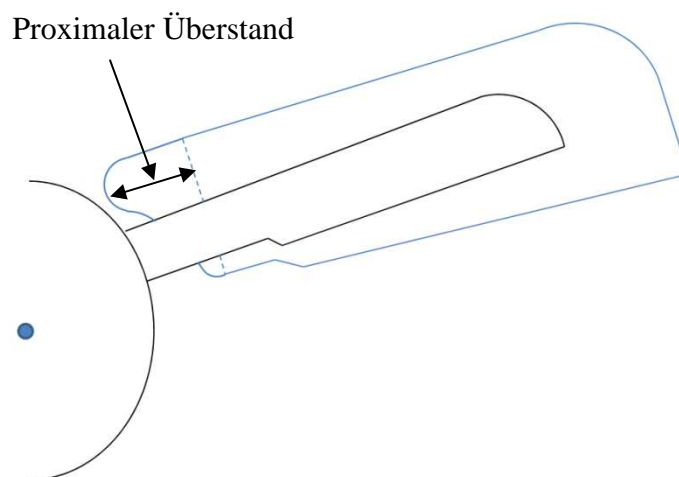
genauer eingegangen. Aufgrund der Destabilisierung und der schwierigen Stromführung wird ein lateraler Überstand nicht umgesetzt.



**Abb.5.11: Gebogene Greifbacke mit gerader (a) und angepasster (b) Stromführung.** Die laterale Stromführung führt bei der gebogenen Greifbacke zu Komplikationen, da eine angepasste Stromführung wie in (b) aufgrund der Form der elektrischen Komponenten schwierig umzusetzen ist und die gerade Stromführung wie in (a) sehr viel Platz benötigt.

### Proximaler Überstand

Durch die in Abbildung 5.9 dargestellte Kante kann das Bauteil von der Greifbacke geschoben werden. Eine abgerundete Seitenfläche vermindert dieses Problem. Des Weiteren kann der Raum, welcher dem abschiebenden Gegenstand zur Verfügung steht, reduziert werden, indem am Bauteil ein proximaler Überstand angebracht wird. In Abbildung 5.12 ist das Bauteil mit Überstand dargestellt. Die gestrichelte Linie beschreibt die Bauteilbegrenzung ohne Überstand.

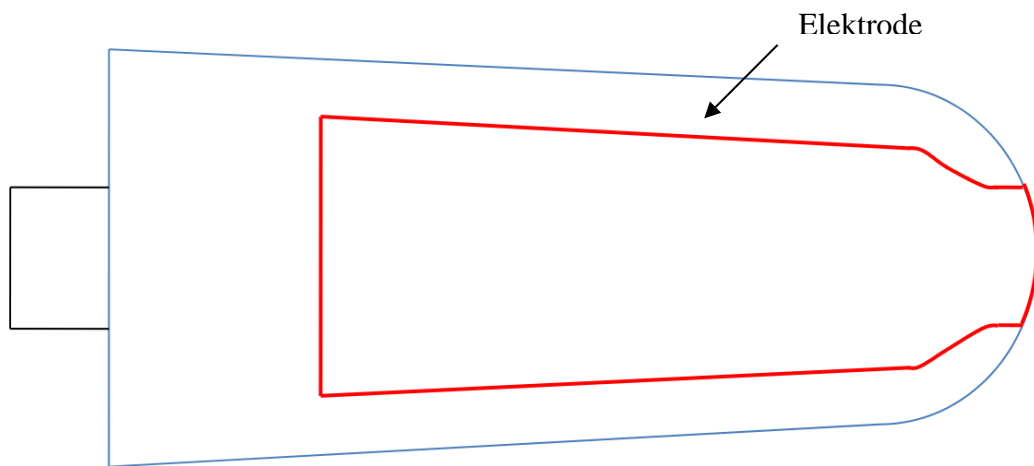


**Abb.5.12: Abgerundeter proximaler Überstand.** Der Überstand verengt den Raum zwischen Aufsatz und Greifbacke. Dadurch verringert sich die Gefahr, dass der Aufsatz von der Greifbacke geschoben wird, da dem abschiebenden Gegenstand weniger Raum zur Verfügung steht. Durch die runde Formgebung des Überstands wird ein Abschieben zusätzlich verhindert.

### 5.2.3 Form und Befestigung der Elektrode

Nach Kapitel 3.2 ist eine große Elektrodenfläche für die Koagulation wünschenswert. Die Position der Elektrode ist in Abbildung 5.9 dargestellt. An den proximalen kritischen Querschnitten kann durch eine 45°-Fase an der Elektrode zusätzliches Material eingebracht werden. Die Kontaktfläche zwischen Elektrode und Gewebe wird dadurch nicht verkleinert. Eine dünne Elektrode wirkt sich ebenfalls positiv auf die Materialstärke an den kritischen Querschnitten aus.

Um eine große Koagulationsfläche zu erhalten, ist diese der Form des Bauteils anzupassen. In Abbildung 5.13 ist der Umriss der Elektrode rot, der Umriss des Aufsatzes blau und das proximale Ende der Greifbacke schwarz abgebildet. Die Elektrode wird somit von allen Seiten außer der Koagulationsseite vom Bauteil eingefasst.



**Abb. 5.13: Form und Position der Elektrode.** Durch die sich verjüngende Form der Elektrode wird ein Entgleiten der Elektrode in distaler Richtung verhindert. Zudem dient eine im Verhältnis zur Bauteiloberfläche groß gewählte Elektrodenoberfläche der Präzision, mit der mit den Aufsätzen gearbeitet werden kann.

Die Präzision, mit der mit den Aufsätzen gearbeitet werden kann, erhöht sich mit einer im Verhältnis zur Bauteiloberfläche groß gewählten Elektrodenoberfläche. Durch die geringe Stärke der Wand, von welcher die Koagulationsfläche eingerahmt wird, wird sämtliches Gewebe zwischen den geschlossenen Aufsätzen tatsächlich koaguliert. Dadurch lässt sich besser einschätzen, welche Gewebspartien behandelt werden.

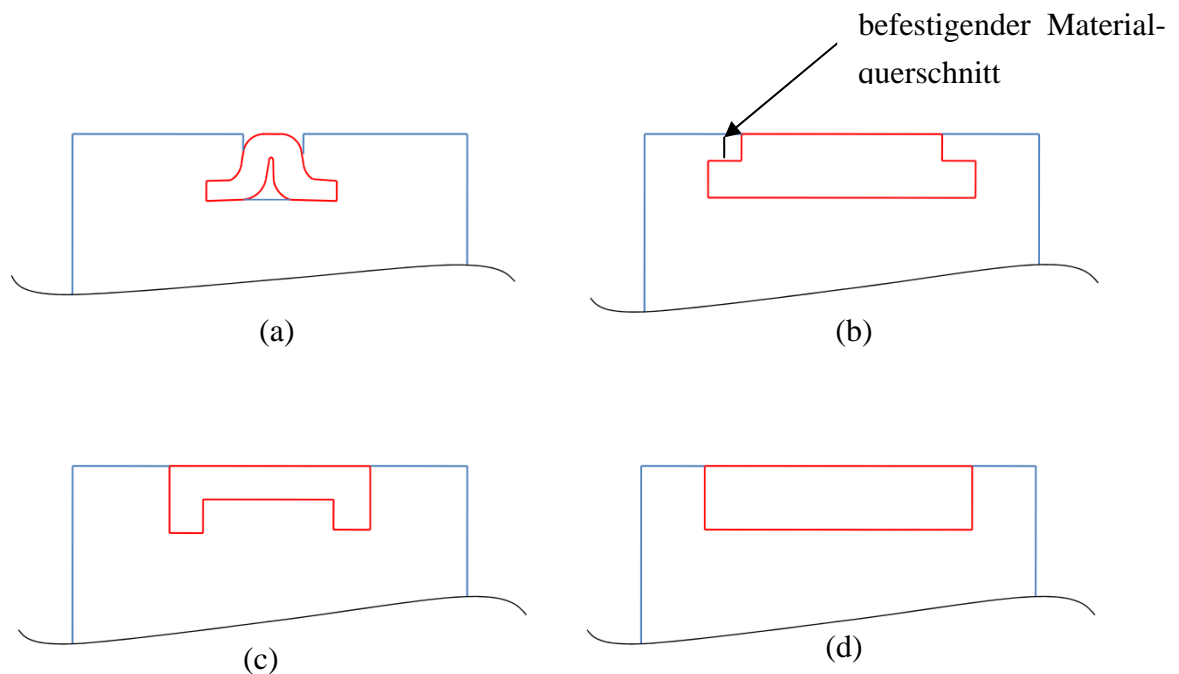
#### Befestigung der Elektrode

Die Elektrode muss sowohl in distaler als auch in kaudaler Richtung befestigt werden. Zur Sicherung gegen distales Ausrutschen eignet sich die in Abbildung 5.13 verjüngende Formgebung der Elektrode.

Zur Befestigung der Elektrode in kaudaler Richtung werden drei Konzepte vorgestellt, deren Querschnitte folgende Profile aufweisen:

- U-Profil
- T-Profil
- Rechteckiges Profil

*T-Profile*, wie sie in Abbildung 5.14 oben dargestellt sind, müssen vom distalen Bauteilende eingeschoben werden. Dazu muss die Elektrode eine konstante Breite aufweisen. Deshalb muss die Elektrode erneut in distaler Richtung befestigt werden. Zur Befestigung in kaudaler Richtung ist im Bauteil eine Hinterschneidung nötig.



**Abb. 5.14: Verschiedene Elektrodenquerschnitte.** Die beiden T-Profile haben zur Folge, dass die Elektrode einen konstanten Querschnitt besitzen muss, da diese Profile aus distaler Richtung eingeschoben werden müssen. Das in (a) dargestellte Profil wird durch Umformen erzeugt, während das mit (b) bezeichnete Profil durch Abfräsen der Kanten generiert wird. Beide Profile werden durch den gekennzeichneten Materialquerschnitt befestigt. Dieser liegt im Zehntel-Millimeter-Bereich. Dies ist für ein generatives Fertigungsverfahren nur schwierig herzustellen. Das in (c) dargestellte U-Profil wird kraftschlüssig befestigt. Der in (d) dargestellte rechteckige Querschnitt wird ebenfalls kraftschlüssig befestigt.

Es sind zwei Möglichkeiten zur Herstellung des T-Profils denkbar: Zum einen kann es durch Umformen wie in Abbildung 5.14 (a) hergestellt werden, zum anderen aus einem rechteckigen Querschnitt durch Abfräsen zweier Kanten. Dies ist in Abbildung 5.14 (b) dargestellt. Da die Elektrode möglichst dünn sein muss, um die kritischen Querschnitte nicht zusätzlich zu

verengen, liegt der befestigende Materialquerschnitt im Zehntel-Millimeter-Bereich. Mit einem generativen Fertigungsverfahren ist diese Genauigkeit kaum realisierbar.

Das in Abbildung 5.14 (c) dargestellte *U-Profil* wird in das Bauteil gedrückt. Dadurch ergibt sich ein Kraftschluss, der die Elektrode am Bauteil befestigt. Zur Herstellung des U-Profils ist eine Nachbearbeitung nötig.

Die bisher angesprochenen Querschnitte weisen im Vergleich zu einem *rechteckigen Profil* ein erhöhtes Biegewidstandsmoment auf. Dieses bewirkt eine Versteifung der Elektrode, die dem Verzug aufgrund der Wärmeentwicklung bei der Verwendung entgegenwirkt. Ein Vorteil des rechteckigen Profils ist die einfache Fertigung. Zur Befestigung ist eine stoff- oder kraftschlüssige Verbindung nötig. In distaler Richtung wird die Elektrode zusätzlich durch eine Verjüngung der Elektrode gesichert. Aufgrund der einfachen Fertigung wurde die Elektrode mit rechteckigem Profil wie in Abbildung 5.14 (d) umgesetzt.

## 5.2.4 Befestigung und Abschirmung der Stromversorgung

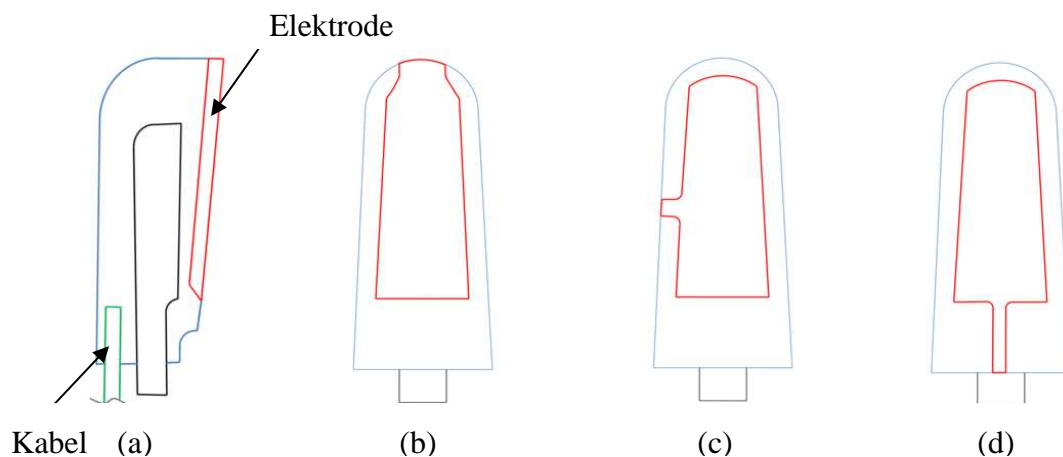
Um eine Verbindung der Elektrode mit der Stromzuführung herstellen zu können, muss die Elektrode einen umformbaren Fortsatz aufweisen. In diesem Kapitel wird zuerst auf die Lage dieses Fortsatzes eingegangen, anschließend auf die Lage und Führung der Stromzuführung und abschließend auf die Aussparung, welche für die Stromzuführung nötig ist.

### 5.2.4.1 Lage des Elektrodenfortsatzes

Der Strom muss auf die Elektrode appliziert und gleichzeitig von der Greifbacke und umliegendem Gewebe abgeschirmt werden. Im Bauteil muss eine Aussparung vorgesehen werden, welche eine Verbindung des stromzuführenden Leiters mit der Elektrode ermöglicht. Dazu hat die Elektrode einen Fortsatz. Dieser Fortsatz kann, wie in Abbildung 5.15 dargestellt, an drei Positionen der Elektrode angebracht werden: am distalen Ende, am proximalen Ende oder an einer der Seitenflächen.

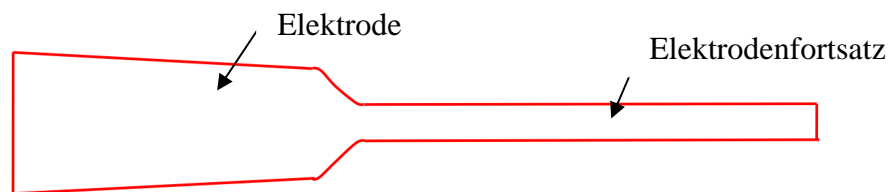
Die *proximale* Stromzuführung führt zu einer weiteren Verringerung des in Abbildung 5.9 dargestellten proximalen kritischen Querschnitts. Deshalb kann diese Möglichkeit ausgeschlossen werden.

Für die *laterale* Stromzuführung gelten dieselben Vor- und Nachteile wie für den lateralen Überstand. Da das stromzuführende Kabel aus proximaler Richtung kommt, muss der Fortsatz um zwei Achsen verformt werden.



**Abb.5.15: Mögliche Anordnungen der Verbindung der Elektrode mit dem stromzuführenden Kabel.** (a) Darstellung, wofür der Elektrodenfortsatz nötig ist (b) distale Anbringung des Elektrodenfortsatzes (c) laterale Anbringung des Elektrodenfortsatzes (d) proximale Anbringung des Elektrodenfortsatzes

Für die distale Stromführung ist nur die Verformung um eine Achse nötig. Da sich keine Nachteile durch einen, wie in Abbildung 5.16 dargestellten, distalen Elektrodenfortsatz ergeben, ist dieser den anderen vorzuziehen.

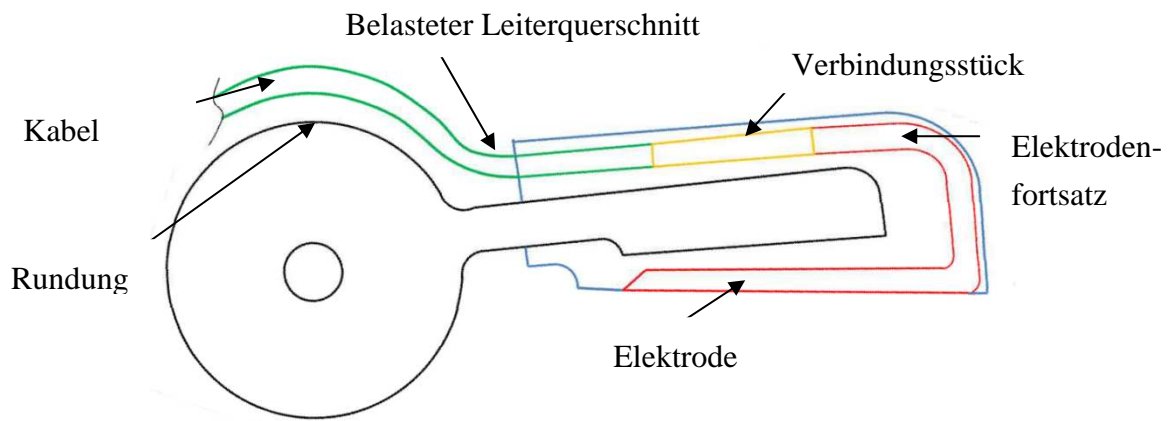


**Abb.5.16: Elektrode mit distalem Elektrodenfortsatz.** Die Elektrode wird mit Elektrodenfortsatz aus einem Blech herausgeschnitten. Die Elektrode verjüngt sich in distaler Richtung, wodurch sie in distaler Richtung befestigt wird.

#### 5.2.4.2 Lage und Führung der Stromzuführung

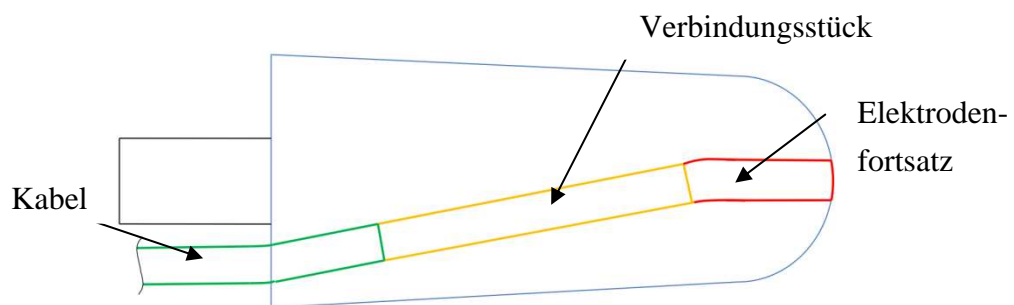
Bei Operationen werden die Greifbacken nicht nur zum Fassen von Gewebe verwendet, sondern auch um das Gewebe zu spreizen. Hierfür werden die Greifbacken im geschlossenen Zustand in das Gewebe eingeführt und anschließend geöffnet. Bei diesem Vorgang wird das Gewebe von den Außenseiten der Greifbacken zur Seite weggedrückt. Diese Methode wird vor allem dafür verwendet sich Zugang zum eigentlichen Operationsgebiet zu verschaffen [33]. Folglich müssen die hier erarbeiteten Bauteile an ihren Außenseiten eine Fläche bieten, mit der dieser Operationsschritt durchgeführt werden kann. Wenn die Komponenten der Stromführung über diese Fläche hinausragen, bieten sie eine Angriffsfläche für Kräfte die durch die Interaktion des Gewebes mit den Greifbacken entstehen. Diese können auf Dauer die elektrischen Kontakte schädigen. Insofern kann die Stromführung nicht außerhalb des Bauteils erfolgen, sondern muss in das Bauteil integriert werden. Die Stromführung

kann wie in Abbildung 5.17 dargestellt eingegliedert werden. Nach dem Austritt des Kabels aus dem Bauteil muss das Kabel, wie in Abbildung 5.17 zu sehen, um die Rundung geführt werden.



**Abb.5.17: Lage und Komponenten der Stromführung.** Ausgehend vom Kabel wird ein Verbindungsstück verbaut, welches den Strom vom Kabel auf den Elektrodenfortsatz leitet. Die gesamte Stromführung wird ins Bauteil integriert, um unnötige Komplikationen bei der Handhabung des Aufsatzes zu vermeiden. Beim Öffnen und Schließen des Bauteils wird der gekennzeichnete Kabelquerschnitt besonders belastet.

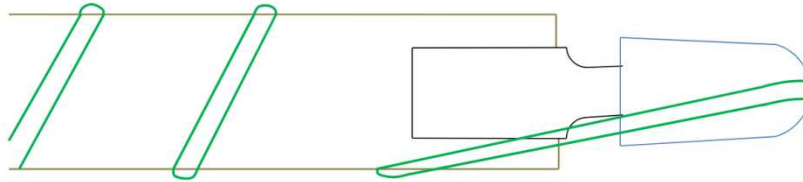
Beim Öffnen und Schließen der Greifbacken wird das Kabel durch die Drehung der Greifbacke um ihre Rotationsachse am markierten Leiterquerschnitt verformt. Diese Belastung kann über längere Zeit zu einem Dauerbruch des Kabels führen. Deshalb wird das Kabel, wie in Abbildung 5.18 veranschaulicht, schräg aus dem Bauteil geführt.



**5.18: Schräge Führung des Kabels im Bauteil.** Die Stromführung wird schräg ins Bauteil integriert, damit es zum einen an der in Abb. 5.17 dargestellten Rundung vorbei geführt werden kann und zum anderen wie in Abbildung 5.19 dargestellt um den Schaft gewickelt werden kann.

Zusätzlich wird das Kabel geschont, indem es nach dem Austritt aus dem Bauteil radial um den Schaft des Instruments gewickelt wird. Dadurch wird die Verschiebung in Achsrichtung, die sich beim Öffnen und Schließen der Bauteile ergibt, von den radialen Wicklungen um den Schaft kompensiert (vgl. Abbildung 5.19). Um die radialen Wicklungen des Kabels um den

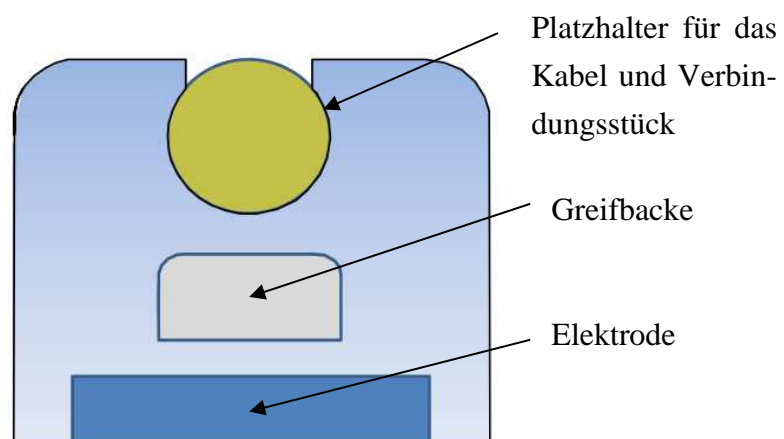
Instrumentenschaft zu fixieren, kann ein elastischer Schlauch über das Kabel gezogen werden.



**Abb.5.19: Radiale Wicklung des Kabels um den Instrumentenschaft.** Durch die radiale Wicklung des Kabels um den Instrumentenschaft wird die Verschiebung des Kabels beim Öffnen und Schließen der Greifbacken kompensiert.

#### 5.2.4.3 Aussparung für die Stromführung

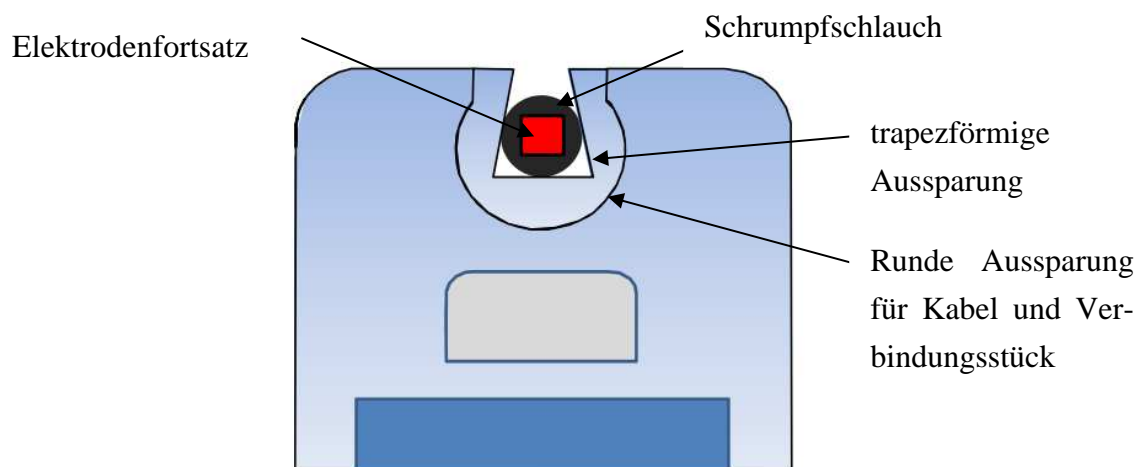
Abschließend wird die Fixierung des Kabels, des Verbindungsstücks zwischen Kabel und Elektrodenfortsatz und des Fortsatzes diskutiert. Diese Komponenten müssen in das Bauteil integriert werden und dürfen sich nicht von selbst lösen. Da sich die verschiedenen Komponenten in ihren Querschnitten unterscheiden, müssen die Befestigungsmechanismen den Querschnitten angepasst werden. An dieser Stelle muss Kapitel 5.3 vorgegriffen werden. Die dort erarbeiteten Maße für die Komponenten der Stromführung werden hier zur Bestimmung des richtigen Befestigungsmechanismus bereits verwendet. Das Kabel wie auch das Verbindungsstück besitzt einen runden Querschnitt. Zudem ist das Verbindungsstück starr und gerade, weshalb eine gerade Aussparung benötigt wird. Hierfür bietet sich die in Abbildung 5.18 gekennzeichnete Anordnung an. Das Kabel und das Verbindungsstück können als stabförmig angenommen werden, weshalb sich eine Befestigung, wie sie in Abbildung 5.20 dargestellt ist, empfiehlt.



**Abb.5.20: Befestigung des Kabels und Verbindungsstücks.** Das Kabel und Verbindungsstück wird vorwiegend als stabförmig betrachtet. Die beiden Komponenten werden dadurch gegen ein Entgleiten in kranialer Richtung gesichert.

Je nach Werkstoff können die beiden Komponenten in die Aussparung von oben gepresst oder aus proximaler Richtung geschoben werden. Zusätzlich kann am proximalen Bauteilende eine umlaufende Nut dazu genutzt werden mittels eines Drahtes das Kabel beziehungsweise das Verbindungsstück in der Aussparung zu halten. Allerdings darf diese Nut nur in ausreichendem Abstand zur Elektrode angebracht werden, da ansonsten Strom auf den Draht gelangen könnte. Zur Befestigung in axialer Richtung wird ein Zwei-Komponenten-Kleber verwendet.

Der Querschnitt des Elektrodenfortsatzes ist kleiner als der des Kabels und des Verbindungsstücks. Deshalb wird die Aussparung dafür kleiner gewählt. Durch den Übergang von einer runden Aussparung für das Kabel und das Verbindungsstück zu einer trapezförmigen Aussparung für den Elektrodenfortsatz werden das Kabel und das Verbindungsstück gegen ein Ausrutschen in distaler Richtung gesichert (vgl. Abbildung 5.21). Der Elektrodenfortsatz wird, wie in Abbildung 5.17 gezeigt, entlang einer Aussparung am distalen Bauteilende geführt. Zur Abschirmung wird um den Elektrodenfortsatz ein Schrumpfschlauch angebracht. Durch die sich zur Bauteiloberfläche hin verschmälernden Aussparungen werden die Komponenten fixiert und von äußeren Einflüssen weitestgehend abgeschirmt



**Abb.5.21: Übergang der runden in eine trapezförmige Aussparung.** Durch den Übergang von einer runden in eine trapezförmige Aussparung für den Elektrodenfortsatz werden das Kabel und das Verbindungsstück gegen Entgleiten in distaler Richtung gesichert. In der trapezförmigen Aussparung wird der ummantelte Schrumpfschlauch geführt.

### 5.3 Verbindung und Abschirmung der Stromversorgung

Um eine Verbindung zwischen dem Kabel und dem Elektrodenfortsatz gestalten und die nötige Abschirmung berechnen zu können, müssen vorab die für den späteren Einsatz des Bauteils benötigten Koagulations- und Schneidparameter betrachtet werden. Da die Hochfrequenzgeneratoren der verschiedenen Hersteller unterschiedliche Ausgangssignale verwenden,



bezieht sich die Auslegungsberechnung auf den ‚Bipolar Soft Coag‘-Modus des in Kapitel 3.5.1 beschriebenen Gerätes. Die Spezifikationen dieses Modus werden in Tabelle 5.3 nochmals angeführt.

Parameter	Wert
Frequenz in [kHz]	330-370
Spitzenspannung in [V]	200
max. Leistung in [W]	120
Stromstärke in [A]	2,2

**Tab.5.3: Werte des ‚Bipolar Soft Coag‘-Modus der Firma Erbe [11].** Der in Kapitel 3.5.1 vorgestellte Hochfrequenzgenerator wird für die Koagulation verwendet. Um die Aufsätze auslegen zu können, werden die Werte des verwendeten Modus nochmals angeführt.

### 5.3.1 Auslegung und Abschirmung des Leiters

Bei hochfrequentem Wechselstrom tritt im Leiter durch Selbstinduktion der sogenannte Haut- oder *Skineffekt* auf. Danach verteilt sich der Strom in einem zylindrischen Leiter nicht mehr gleichmäßig über die gesamte Leiterquerschnittfläche, sondern wird auf die Oberfläche des Leiters verdrängt. Die Eindringtiefe des Stromes und damit der effektive Leiterquerschnitt kann nach folgender Formel berechnet werden [50, 58]:

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{f \cdot \mu_0}} \quad 5.3$$

Dabei wird für die Frequenz  $f$  370 kHz, für die magnetische Feldkonstante  $\mu_0$  1,26  $\mu\text{Vs}/\text{Am}$  und für den spezifischen Widerstand von Kupfer  $\rho$  0,017  $\mu\Omega\text{m}$  eingesetzt. Somit ergibt sich eine Eindringtiefe von 0,108 mm. Da die Eindringtiefe größer ist als der Durchmesser des Leiters, kann der Skineffekt für die weitere Berechnung vernachlässigt werden. Zudem wird der Skineffekt durch die Verwendung eines aus Litzen aufgebauten Kabels nochmals vermindert.

Des Weiteren ist die Auslegung des *erforderlichen Leiterquerschnitts* nötig, welcher nach Formel 5.4 berechnet werden kann.

$$A = \frac{2 \cdot I \cdot l \cdot \rho}{U} \quad 5.4$$

Es ergibt sich ein mindesterforderlicher Leiterquerschnitt von 0,00075 mm<sup>2</sup>, wenn für den Strom  $I$ , die Spannung  $U$  und den spezifischen Widerstand von Kupfer  $\rho$  die oben aufgeführten Werte verwendet werden und für die Leiterlänge  $l$  2 m angenommen wird.

Abschließend wird die erforderliche *Dicke des Isolationsmaterials* bestimmt. Da dafür PTFE verwendet wird mit einer Durchschlagfestigkeit von 40 kV/mm (siehe Tabelle 3.5), kann die mindesterforderliche Wandstärke mit der oben angegebenen Spitzenspannung von 200 V nach Formel 5.1 zu 0,005 mm bestimmt werden. Zur Isolation des Elektrodenfortsatzes wird ein strahlenvernetztes Polyelfin (PEX) mit einer Durchschlagfestigkeit von 20 kV/mm verwendet. Somit ergibt sich dafür eine mindesterforderliche Wandstärke von 0,01 mm.

Aus diesen Ergebnissen resultieren lediglich geringe Anforderungen an die Materialien. Die Kabel, welche im klinischen Alltag für die Hochfrequenzchirurgie verwendet werden, sind auf eine maximale Betriebsspannung von 1 kV abgesichert. Dies ist für die verwendeten Komponenten des Aufsatzes ebenfalls eingehalten worden. Daraus ergibt sich für PTFE eine Wandstärke von 0,025 mm und für PEX eine Wandstärke von 0,05 mm.

### 5.3.2 Verbindung des Leiters

Ein elektrisch leitfähiger Kontakt zwischen dem stromführenden Kabel und dem Elektrodenfortsatz sowie eine Abschirmung des Stroms von den Greifbacken sind für die Funktion des Bauteils von größter Bedeutung.

Eine Platz sparende Verbindungsmöglichkeit ist die **stoffschlüssige** Kontaktierung von Elektrodenfortsatz und Kabel. Dies kann durch Löten, Bonden oder Kleben realisiert werden.

Beim *Löten* und *Kleben* ist zur Verbindung der beiden Komponenten ein Zusatzwerkstoff nötig. Die Biokompatibilität, mechanische Belastbarkeit und Langzeitstabilität ist hinsichtlich der chemischen und physikalischen Belastbarkeit dieser Zusatzwerkstoffe gering.

Beim *Bonden* ist kein Zusatzwerkstoff nötig, da entweder durch freie Oberflächenenergie eine Annäherung der beiden Materialien auf atomarer Ebene stattfindet, oder diese Annäherung durch Druck oder Temperatur erzwungen wird. Deshalb spricht man beim Bonden auch von einer Direktmontagetechnik [71]. Da nicht alle Materialien zum Bonden geeignet sind, ist die Werkstoffauswahl begrenzt. Zudem ist ein Bonding-Verfahren im Vergleich zu einer Löt- oder Steckverbindung aufwendig.

Steckverbindungen gehören zu den **kraftschlüssigen** Verbindungsmöglichkeiten. Der Vorteil einer Steckverbindung liegt vor allem in deren Demontierbarkeit. In Abbildung 5.22 sind verschiedene Steckverbindungen abgebildet.

Da für eine Steckverbindung sowohl am Kabel als auch am Elektrodenfortsatz entweder die Buchse oder der Stecker befestigt werden muss, ist der Großteil dieser Verbindungsmöglichkeiten für die hier geforderten Bauteilabmaße zu groß.



**Abb.5.22: Aderendhülsen und Kabelschuhe** [46]. Aderendhülsen und Kabelschuhe gehören zu den kraftschlüssigen Verbindungsmöglichkeiten. Der Vorteil dieser Verbindungen liegt in der Demontierbarkeit, der Nachteil in der Baugröße.

Durch *Bördeln* kann eine **formschlüssige** Verbindung hergestellt werden. Darunter versteht man ein Fügeverfahren, bei dem zwei Komponenten durch plastische Verformung miteinander verbunden werden. Aufgrund der Verformung ist der Vorgang irreversibel.

Einige Systeme kombinieren zwei verschiedene Kontaktierungsmöglichkeiten in einem Bauteil. Da der rechteckige Elektrodenfortsatz zu einem runden Querschnittprofil nachbearbeitet werden kann, eignet sich dieser für eine Steckverbindung. Im Hinblick auf die Biokompatibilität empfiehlt sich für den kablenseitigen Kontaktschluss ebenfalls eine zusatzwerkstofffreie Verbindung. Da ein Bonding-Verfahren wesentlich aufwendiger ist, eignet sich hierfür eine Kontaktierung mittels Bördeln. Deshalb wurde eine Kombination aus Bördel- und Steckverbindung gewählt.

## 5.4 Erläuterung und Montage des Gesamtkonzepts

In diesem Kapitel werden die Teillösungen zusammengefasst und anschließend die verwendeten Komponenten für die Stromführung vorgestellt. Abschließend wird auf die Montage des Bauteils eingegangen.

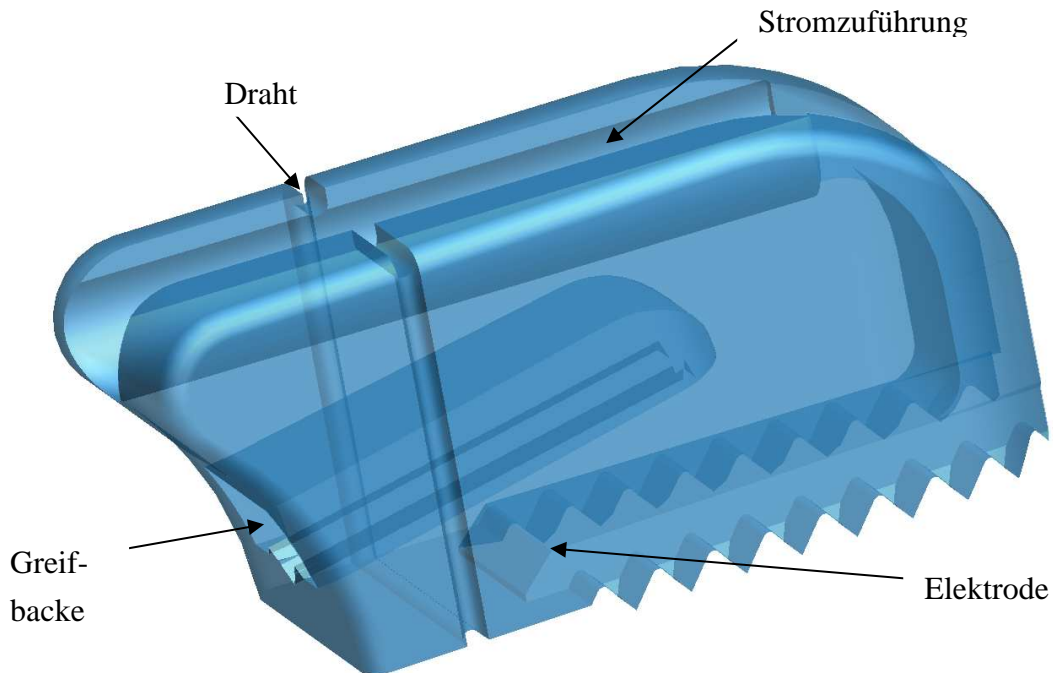
### 5.4.1 Erläuterung des Gesamtkonzepts

In Tabelle 5.4 sind die diskutierten Teillösungen aufgeführt. Die gewählten Teillösungen sind hervorgehoben. In manchen Zeilen sind zwei Teillösungen markiert. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich eine Kombination aus zwei Lösungsmöglichkeiten als am zielführendsten herausgestellt hat. Teils liegt es auch daran, dass für die Funktion einzelner Komponenten mehrere Aspekte betrachtet werden müssen.

Funktion	Teillösungen							
Befestigung des Bauteils an der Greifbacke	Kraftschluss				Formschluss		Stoffschluss	
	Zwei Komponenten	Dehnung	Maden-schraube	Tellerfeder	Abstands-platte	Längsklemme	seitliche Klemme	
	offen	geschlossen	Distaler Über-stand	Lateralen Überstand	Proximaler Überstand	angepasst		
Geometrie des Bauteils	Formschluss				Stoffschluss			
	Kraftschluss							
Befestigung der Elektrode am Bau-teil	U-Profil	T-Profil	Rechteckiges Profil	Verjüngung	Klebung			
Befestigung der Stromversorgung	distal	lateral	proximal					
Zugentlastung für Kabel	Kleben	Stecken						
Verbindung und Abschirmung der Stromversorgung	Löten	Bördeln	Stecken	Kleben	Bonden			

**Tab.5.4: Morphologischer Kasten.** Den einzelnen Funktionseinheiten werden die diskutierten Teillösungen gegenübergestellt. Die gewählten Teillösungen sind markiert. Einzelne Funktionseinheiten benötigen mehrere Teillösungen, um vollständig erfüllt werden zu können.

In Abbildung 5.23 ist der Aufsatz für die gerade Greifbacke dargestellt, um anhand dessen die Anordnung der einzelnen Komponenten zu veranschaulichen. Die Aussparungen für die Elektrode, die Stromzuführung, die Greifbacke sowie die Nut für den Draht sind gekennzeichnet.

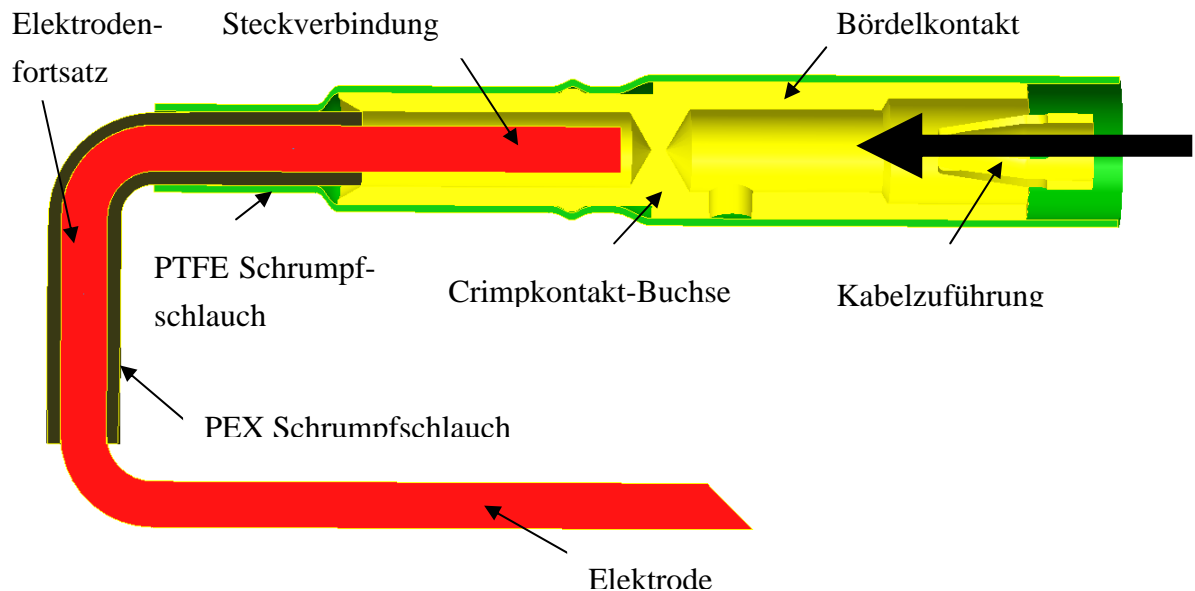


**Abb.5.23: CAD-Modell eines Aufsatzes.** In diesem Modell sind die in den vorhergehenden Kapiteln erarbeiteten Teillösungen berücksichtigt. Die Aussparungen für die Elektrode, die Stromzuführung, die Greifbacke sowie die Nut für den Draht sind gekennzeichnet.

In Abbildung 5.24 sind die Komponenten, welche für die Stromführung und -abschirmung nötig sind, dargestellt. In Tabelle 5.5 ist die zugehörige Bauteilliste abgebildet. Die Datenblätter sind im Anhang A beigelegt. Im Folgenden werden die verwendeten Komponenten für die Stromführung ausgehend vom Hochfrequenzgenerator erläutert.

Das vom Generator wegführende Kabel besitzt eine Buchse für einen Bananenstecker. Deshalb wird an das vom Bauteil kommende Kabel lötfrei ein Bananenstecker befestigt. Dieses Kabel wird anschließend entlang des Instrumentenschaftes zum Bauteil geführt. Es handelt sich um ein Litzenkabel mit einem Außendurchmesser von 1,67 mm und einem Isolationsmaterial aus PTFE. Die Nennspannung beträgt 1 kV. Die Drahtgrößenanzahl von AWG22 kann mit der verwendeten *Crimpkontakt-Buchse* verbördelt werden. Deren Außendurchmesser beträgt 1,48 mm. Auf diesen und den Außendurchmesser des Kabels passt sich der verwendete *PTFE-Schrumpfschlauch* an. Dessen wichtigster Parameter ist die Wandstärke. Sie beträgt nach dem von Hellermann Tyton zur Verfügung gestellten Waddickenkalkulator im ge-

schrumpften Zustand bei einem letztlichen Außendurchmesser von 1,83 mm lediglich 0,08 mm [36]. Elektrodenseitig bietet die Crimpkontakt-Buchse eine Steckanbindung.



**Abb.5.24: Konzept der Stromführung.** Das Kabel wird mit der Crimpkontakt-Buchse verbördelt. Von der Elektrode kommend wird der zu einem Pin nachbearbeitete Elektrodenfortsatz in die Crimpkontakt-Buchse gesteckt. Der gesamten Stromzuführung werden Schrumpfschläuche aufgeschrumpft, sodass die hochfrequenten Ströme nicht auf umliegendes Gewebe oder Instrumente überspringen können.

Hierfür muss der *Elektrodenfortsatz* nachbearbeitet werden, da die Buchse für einen Pin mit 0,45 mm Außendurchmesser gedacht ist. Der Elektrodenfortsatz besteht jedoch aus einem Rechteckprofil mit einer Kantenlänge von 0,5 mm, weshalb die Kanten durch ein spanabhebendes Verfahren wie Feilen nachbearbeitet werden müssen. Aufgrund des großen Sprungs der Querschnittsfläche der Crimpkontakt-Buchse zu der des Elektrodenfortsatzes ist es nicht möglich den bereits genannten Schrumpfschlauch für den Übergang der beiden Bauteile zu verwenden.

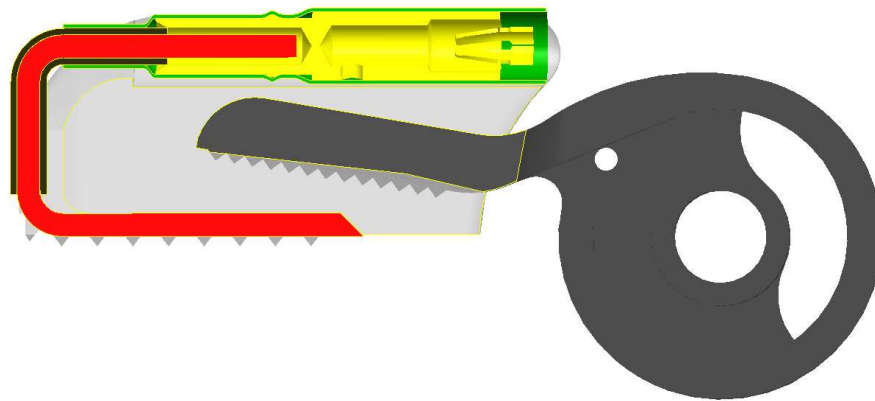
Bauteilbezeichnung	Hersteller	Außendurchmesser	Spezifikation
Litzenkabel	Brand Rex	1,67mm	AWG22
Crimpkontaktbuchse	Harwin	1,48mm	AWG22
Warmschrumpfschlauch	Hellermann Tyton	1,83mm	40kV/mm
Warmschrumpfschlauch	Hellermann Tyton	1,4mm	20kV/mm

**Tab.5.5: Bauteilliste für Stromführung und -abschirmung.** Die benötigten Komponenten zur Stromführung werden mit ihren für die Funktion des Aufsatzes wichtigsten Eigenschaften aufgeführt. AWG22 bezieht sich auf die Drahtgröße des Kabels. Für die Schrumpfschläuche sind die Durchschlagfestigkeiten angegeben.

Deshalb ist zur Ummantelung des Elektrodenfortsatzes ein zusätzlicher *PEX-Schrumpfschlauch* nötig. Hierfür wird ein weiterer Schrumpfschlauch von Hellermann Tyton verwendet. Dieser hat nach [36] im geschrumpften Zustand einen maximalen Innendurchmesser von 0,5 mm und einen Außendurchmesser von 1,4 mm. Der von der Crimpkontakt-Buchse kommende Schrumpfschlauch überlappt diesen.

#### 5.4.2 Montage des Gesamtkonzepts

Als erstes wird der Elektrodenfortsatz aufgrund seiner Verformbarkeit der Rundung des Bauteils angepasst. Anschließend wird auf den bereits an den Kanten abgeschliffenen Fortsatz der Schrumpfschlauch so aufgeschrumpft, dass der Fortsatz bis zum Anschlag in die Crimpkontakt-Buchse geschoben werden kann. Nachdem die Crimpkontakt-Buchse mit dem Kabel verbördelt und der Elektrodenfortsatz in die Crimpkontakt-Buchse gesteckt wurde, wird der zweite Schrumpfschlauch übergezogen und mit einem Heißluftgebläse aufgeschrumpft. Als letzter Schritt muss die gesamte Einheit über das Bauteil geschoben werden. Davor muss jedoch noch ein Zwei-Komponenten-Kleber auf die Aussparungen für die Elektrode und die Stromführung dünn aufgetragen werden. Dadurch wird sie zum einen durch den Klemmeffekt des Elektrodenfortsatzes, zum anderen durch den Zwei-Komponenten-Kleber befestigt. In Abbildung 5.25 ist der Aufsatz im montierten Zustand samt Stromführung dargestellt.



**Abb.5.25: Aufsatz mit Stromführung und Greifbacke.** Für die Montage wird zuerst die Stromführung samt Schrumpfschläuchen montiert und anschließend über den Aufsatz geschoben und dort zusätzlich verklebt. Die Aufsätze werden an der Greifbacke reversibel befestigt.

### 5.5 Wahl des Materials und Herstellungsverfahrens

Bestimmte Materialien können nur mit den dafür vorgesehenen Herstellungsverfahren gefertigt werden. Deshalb wird zuerst das zu verwendende Material bestimmt und anschließend das jeweilige Herstellungsverfahren erläutert. Abschließend wird kurz auf das verwendete Material der Elektrode eingegangen.

### 5.5.1 Wahl des Materials für den Aufsatz

Wie in den vorhergehenden Kapiteln erarbeitet, werden die Aufsätze durch Dehnung an den Greifbacken befestigt. Da die Dehnung durch eine Minderung der Zahnhöhe im Bauteilinneren stark reduziert werden kann und dadurch auch weniger elastische Materialien verwendet werden können, wird in Tabelle 5.6 eine breite Materialauswahl an Rapid-Prototyping-Werkstoffen dargestellt.

Die Aufstellung basiert auf Anfragen bei fünf Firmen, die mit Rapid-Prototyping-Verfahren gefertigte Bauteile anbieten. Für einige Materialien gibt es keine vollständigen Werkstoffangaben, weshalb die Tabelle einige Lücken aufweist. Für die Durchschlagfestigkeit der Materialien gibt es kaum gesicherte Werte, weshalb diese nicht angeführt werden können.

Da es kein Material gibt, welches allen Anforderungen aus Kapitel 5.1 genügt, muss ein Kompromiss geschlossen werden. Bei den temperaturbeständigen Materialien empfiehlt sich das Material *Nano Tool*. Neben den guten mechanischen Kennwerten kann es durch ein Stereolithografie-Verfahren mit hoher Fertigungsgenauigkeit hergestellt werden. Allerdings weist es nur eine geringe Bruchdehnung auf, weshalb bei diesem Werkstoff lediglich eine zahnlose Befestigung möglich ist.

Ein Werkstoff, welcher eine Befestigung mit Zähnen ermöglicht, ist das *FotoDent SL flex 70*-Material. Es ist biokompatibel, weist jedoch Schwächen in der Temperaturbeständigkeit und der mechanischen Festigkeit auf. Deshalb besteht die Gefahr, dass dieser Werkstoff entweder reißt oder aufgrund der hohen Temperaturen, welche beim Koagulationsvorgang entstehen, seine Form verändert. Die restlichen Materialien, welche in Tabelle 5.6 aufgeführt werden, sind den besprochenen ähnlich, weshalb auf diese nicht näher eingegangen wird.

Bei der Entscheidungsfindung des optimalen Materials und des dafür notwendigen Herstellungsverfahrens ist ein bedeutender Faktor, dass die 3D-Labs GmbH das Angebot unterbreitete die Prototypen mit einem neuen Herstellungsverfahren als Testreihe gratis zu fertigen. Die beiden für dieses Verfahren verwendeten Materialien sind sowohl biokompatibel als auch sterilisierbar. Wie aus Tabelle 5.6 ersichtlich kann ein elastisches wie auch ein hartes Material verwendet werden. Da es sich um ein neuartiges Herstellungsverfahren handelt und die Materialien ebenfalls neu sind, gibt es noch keine Datenblätter, welche für den Herstellungsprozess gültig wären. Deshalb sind die dem Anhang B beigefügten Datenblätter lediglich allgemein für die beiden Materialien gültig, jedoch nicht spezifisch im Zusammenhang mit deren Herstellungsverfahren.

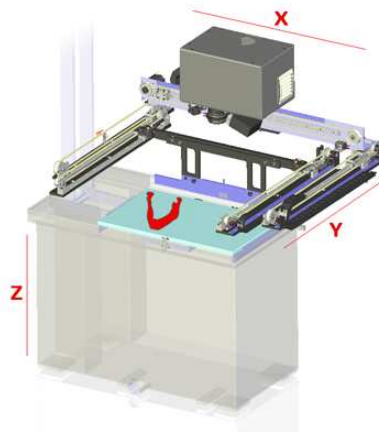


Materialname	Materialtyp	Firma	Temperaturbeständigkeit in [°C]	Shore Härte	Bruchdehnung in [%]	Zugfestigkeit in [MPa]	Toleranz in [mm]	Herstellungsverfahren
Nano Tool	Epoxid Harz	Alpha Form	bis 160	D 94	0,7-1,0	72-68	+/-0,1	Stereolithografie
Polyamid 2200	PA 12	Alpha Form	bis 140	D 75±2	20±5	45±3	+/-0,25	Selektives Laser Sintern
AIU PA	PA 12 alugefüllt	Alpha Form	bis 177	D 76±2	3,5±1	46±3	+/-0,25	Selektives Laser Sintern
PX 234	Polyurethan	PTS Jena	bis 200	D 80		61		Vakuumgießen
Watershed XC 11122	Photopolymer	VMR	T <sub>g</sub> bei 40		3,3-3,5	47-54		Stereolithografie
8060HT-3	Vakuumgießharz	VMR	115-180	D 80				Vakuumgießen
PA6 GF30	PA6	VMR	bis 230	D 82	4	95		Polyamidguß
FotoDent SL flex 70	Methacrylat-harz	3D-Labs		A 70	70	8		Scan-LED-Technologie
FotoMed LED A	Methacrylat-harz	3D-Labs			7-10	90-120		Scan-LED-Technologie

**Tab.5.6: Eigenschaften ausgewählter Materialien und Herstellungsverfahren.** Die Aufstellung basiert auf Anfragen bei fünf Firmen, welche Rapid-Prototyping-Produkte anbieten. Es werden zum einen weiche elastische Materialien als auch feste und harte Materialien vorgestellt.

### 5.5.2 Herstellungsverfahren

Das gewählte Herstellungsverfahren ist den Stereolithografie-Verfahren zuzuordnen, jedoch wird anstatt eines Lasers eine LED-basierte Lichtquelle verwendet. Deshalb wird das Verfahren Scan-LED-Technologie genannt. Es bietet vor allem hinsichtlich der Präzision, Schnelligkeit, Flexibilität und Kunststoffauswahl neue Möglichkeiten [1]. In Abbildung 5.26 ist die verwendete Anlage schematisch abgebildet.



**Abb.5.26: Anlage zur Herstellung von Prototypen mit der Scan-LED-Technologie [1].** Das Scan-LED-Stereolithografieverfahren verwendet anstatt eines Lasers eine LED-Lampe zum Aushärten der Materialien. Dieses Verfahren ist neuartig und ermöglicht es Werkstoffe auf Acrylharzbasis genau zu fertigen.

### 5.5.3 Wahl des Materials für die Elektrode

Die in Kapitel 5.1 erwähnten Anforderungen an das Elektrodenmaterial werden durch diverse Chirurgenstähle erfüllt. Da der Werkstoff zum einen umformbar und nachbearbeitbar sein muss und zum anderen eine hohe Festigkeit aufweisen muss, um wie eine Klemme an den Aufsätzen befestigt werden zu können, wurden zwei Materialien mit verschiedenen Festigkeiten verwendet. In Tabelle

**Tab. 5.7** sind die wichtigsten Daten der beiden verwendeten Edelstähle aufgeführt. Durch ein Laserschneidsystem können diese mit einer Genauigkeit von  $\pm 10 \mu\text{m}$  aus einem Blech ausgeschnitten werden. Hierzu wurde ein Nd:YAG-Laser der Fa. Trumpf verwendet [45].

Edelstahlsorte	Werkstoffname	Zugfestigkeit in [MPa]	Wärmeleitfähigkeit bei 20 °C in [W/m*K]	spezifischer elektrischer Widerstand in [ $\Omega \cdot \text{mm}^2/\text{m}$ ]
14.301	X5CrNi18-10	540-750	15	0,73
14.310	X10CrNi18-8	600-950	15	0,73

**Tab. 5.7: Eigenschaften der Materialien für die Elektrode[21].** Die Materialien müssen zum einen nachbearbeitbar sein und zum anderen umformbar. Gleichzeitig ist eine hohe Festigkeit nötig, um wie eine Klemme an den Aufsätzen befestigt werden zu können.

## 5.6 Prototypversionen und deren Evaluierung

In diesem Kapitel werden die einzelnen Prototypversionen besprochen - sowohl hinsichtlich ihrer Abmessungen als auch in Bezug auf ihre Eignung für den Koagulationsprozess. Dabei wird von der ersten Version des Prototyps ausgegangen und bis zur letzten Version iterativ vorgegangen. Das heißt, dass sich die letzte Version des Prototyps unter ständiger Verbesserung aus der ersten ergibt.

Unter Anhang C sind die jeweiligen Fertigungszeichnungen zu finden. In diesen sind lediglich die für die Funktion des Bauteils entscheidenden Maße eingetragen, da zur Fertigung nur Volumendaten an die Hersteller weitergegeben werden müssen, keine Zeichnungen. Es ist nur eine Fertigungszeichnung pro Prototypversion und Greifbackentypus dargestellt, weil sich die Fertigungszeichnung für den anderen Aufsatz durch Spiegelung und Versetzung der Zähne sowie Änderung der Aussparung für die Greifbacken aus der ersten ergibt. In Tabelle 5.7 ist eine Auflistung der erarbeiteten Prototypversionen dargestellt. Zusätzlich wird eine Angabe zum verwendeten Material gemacht. Die folgenden Kapitel sind nach den einzelnen Baureihen geordnet.

Baureihe	gerade Greifbacke	gebogene Greifbacke
1. Baureihe	FotoDent SL flex 70	
2. Baureihe	FotoMed Led.A	FotoDent SL flex 70
3. Baureihe	FotoMed Led.A	FotoMed Led.A
4. Baureihe	FotoMed Led.A	FotoMed Led.A

**Tab.5.8: Übersicht der erarbeiteten Prototypen.** Diese Übersicht verdeutlicht, welcher Greifbackentypus aus welchem Material gefertigt wurde.

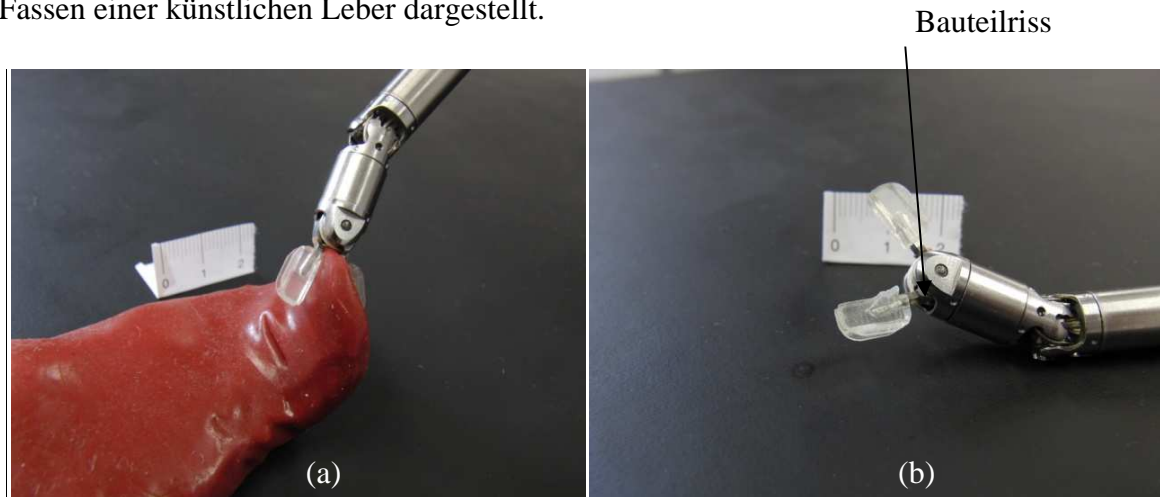
### 5.6.1 Erste Baureihe

Das Hauptaugenmerk beim ersten Prototyp liegt auf der Funktion des Befestigungsmechanismus, weshalb folgende Funktionseinheiten unberücksichtigt bleiben:

- Verjüngende Form der Aussparung für Elektrode
- Laterale Aussparung für das Kabel und die Crimpkontakt-Buchse
- Proximaler Überstand

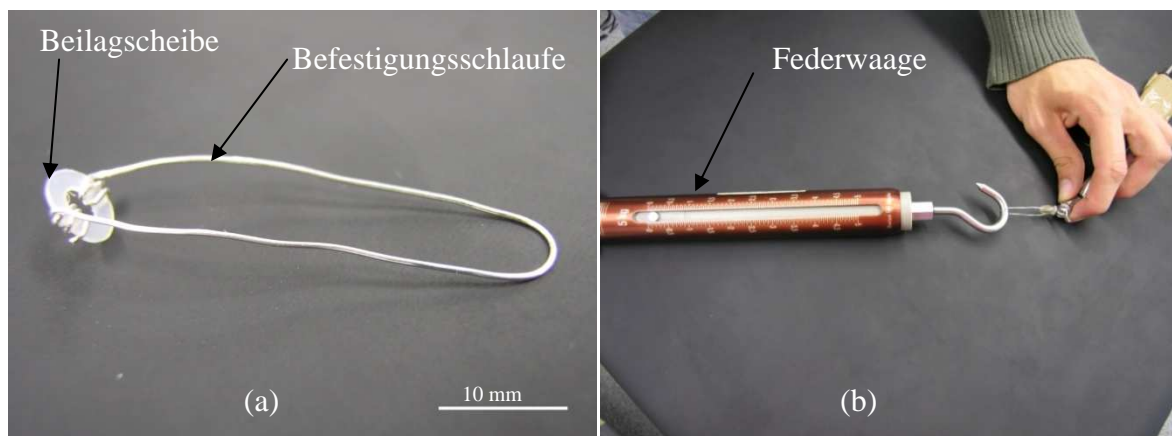
Die Fertigungszeichnung ist mit *Aufsatz\_gerader\_Greifer\_1st* bezeichnet. Wie in Tabelle 5.7 ersichtlich ist der Aufsatz aus dem FotoDentSL flex 70 Material hergestellt. Dieses besitzt eine

Bruchdehnung von 70 %, weshalb zur Befestigung des Aufsatzes eine Aussparung mit Zähnen gewählt werden konnte. Obwohl die Zähne aufgrund von Fertigungsungenauigkeiten nicht abgebildet werden konnten, ist der Halt der Aufsätze an den Greifbacken aufgrund von Dehnung gewährleistet. Weder können die Bauteile ohne großen Kraftaufwand auf den Greifbacken verdreht noch in distaler Richtung abgezogen werden. In Abbildung 5.27 (a) ist das Fassen einer künstlichen Leber dargestellt.



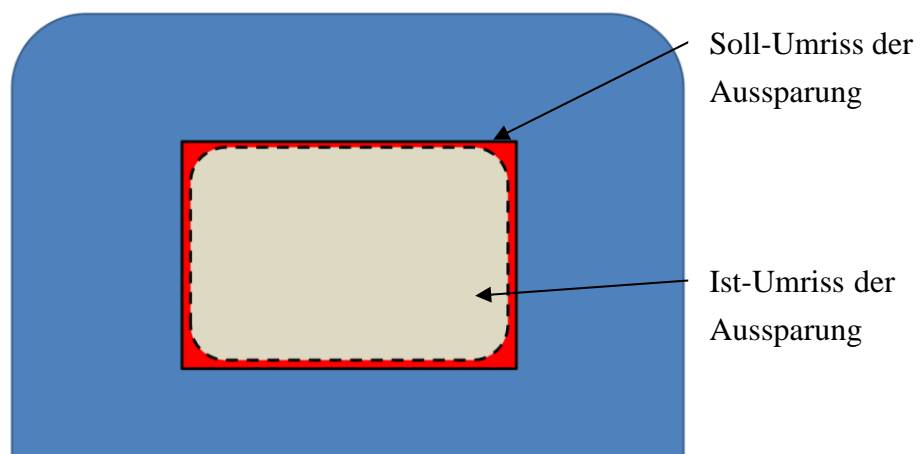
**Abb.5.27: Erster Prototyp beim Fassen einer künstlichen Leber (a) und mit Riss (b).** (a) Die Aufsätze können auf die Greifbacken aufgeschoben werden und zum Fassen von Gegenständen verwendet werden. (b) Bei andauernder Befestigung der Aufsätze auf den Greifbacken beginnt das Material am gekennzeichneten Querschnitt zu reißen.

Die nötige Kraft, um die Aufsätze von der Greifbacke zu ziehen, wurde durch den in Abbildung 5.28 dargestellten Versuchsaufbau ermittelt. Dafür wurde die in Abbildung 5.28 rechts dargestellte Beilagscheibe mit der Befestigungsschleife über die Greifbacken geschoben. Anschließend wurden die Aufsätze an den Greifbacken befestigt. Durch die Beilagscheibe wird gewährleistet, dass die Kraft in axialer Richtung auf das Bauteil wirkt. Dadurch wird eine Verfälschung des Messergebnisses aufgrund einer Verkeilung der Aufsätze auf der Greifbacke ausgeschlossen. Für den ersten Prototyp ergab sich eine Abzugskraft von 3 N.



**Abb.5.28: Versuchsaufbau zum Messen des Halts der Aufsätze auf den Greifbacken** (a) Beilagscheibe mit Befestigungsschleife, um eine gleichmäßige Krafteinleitung zu gewährleisten (b) Darstellung des Versuchsaufbaus: An der masselosen Federwaage kann die Kraft, die zum Abzug führt, abgelesen werden

Der entscheidende Nachteil dieses Werkstoffes liegt im geringen E-Modul, der geringen Zugfestigkeit und der geringen Weiterreißfestigkeit. Deshalb reißen die Aufsätze, wenn sie über mehrere Stunden am Bauteil befestigt werden. Wie in Abbildung 5.27 zu erkennen erstreckt sich der Riss vom proximalen kritischen Querschnitt zum proximalen Bauteilende. Dies kann zum einen durch die geringe Wandstärke, zum anderen durch die hohe Dehnung begründet werden. Die Dehnung wird durch die ungenaue Fertigung an den Kanten vergrößert. In Abbildung 5.29 ist dies veranschaulicht. Dabei entspricht die rot gefärbte Fläche der durch Fertigungsungenauigkeiten verursachten verkleinerten Aussparung. Die restlichen Bauteilkanten und -flächen unterliegen ebenfalls diesen Fertigungstoleranzen, weshalb die elektrischen Komponenten nicht optimal eingepasst werden können.



**Abb.5.29: Zusätzliche Dehnung aufgrund von Fertigungsungenauigkeiten.** Aufgrund von Fertigungsungenauigkeiten sind die Aussparungen besonders an Kanten kleiner als im CAD-Modell vorgesehen. Dadurch ergibt sich eine höhere Dehnung des Materials. Dies kann zu einem Bauteilriss führen.

## 5.6.2 Zweite Baureihe

Bei der zweiten Baureihe unterscheiden sich die geraden Aufsätze in wesentlichen Eigenschaften von den gebogenen. Deshalb wird zuerst auf die geraden Greifbacken eingegangen und der damit durchgeführte Versuch beschrieben. Anschließend werden die gebogenen Greifbacken erläutert. Innerhalb der Kapitel werden zuerst die zum vorhergehenden Modell vorgenommenen Veränderungen aufgezählt und anschließend Verbesserungsvorschläge erläutert.

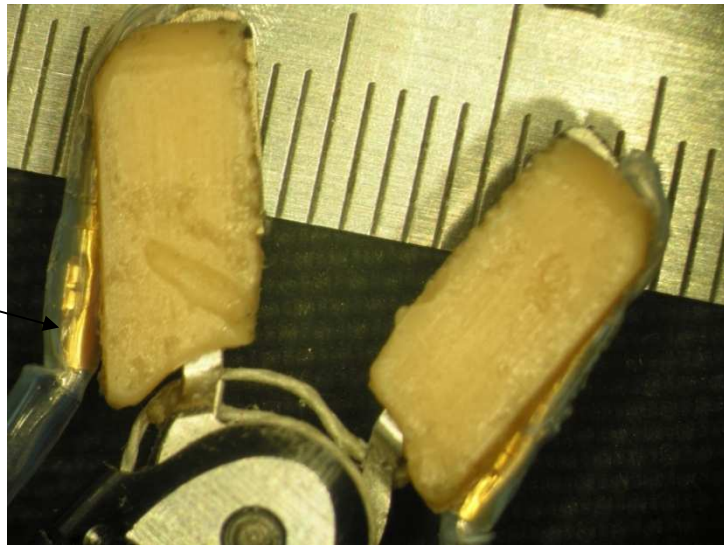
### 5.6.2.1 Zweiter Prototyp für die geraden Greifbacken

Um die Änderungen vom ersten zum zweiten Prototyp diskutieren zu können, soll auf die Fertigungszeichnung des zweiten Prototyps verwiesen werden. Diese ist mit *Aufsatz\_greider\_Greifer\_2nd* bezeichnet. Im Vergleich zum ersten Prototyp sind folgende Einheiten verändert worden oder neu hinzugekommen:

- Verwendung eines anderen Materials
- Kraniale Verschiebung der Aussparung für die Greifbacke
- Form der Zähne zum Greifen
- Sich verjüngende Form der Elektrode
- Lateral versetzte Aussparung der Stromführung
- Proximaler Überstand

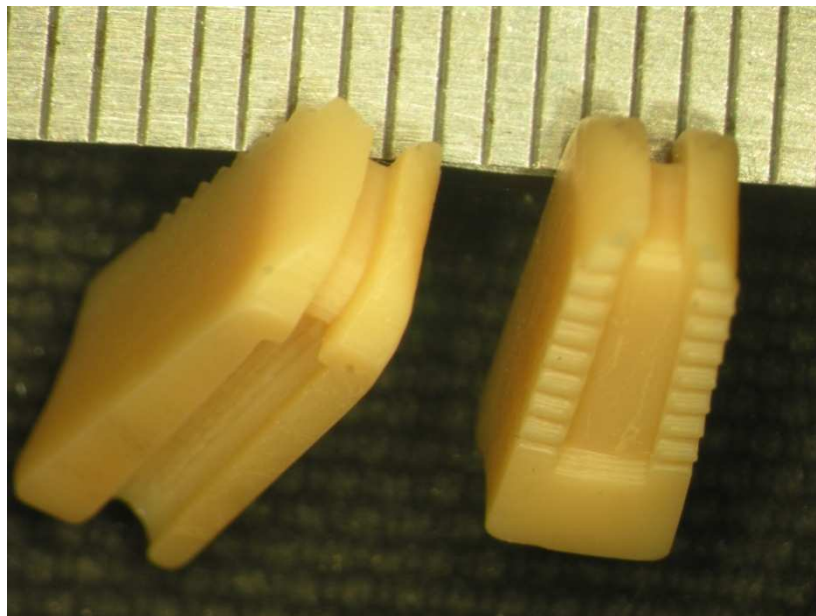
Da das vorhergehende Material gerissen ist, wurde für den zweiten Prototyp der Werkstoff FotoMed Led.A verwendet. Dieser weist eine höhere Festigkeit auf, was die Gefahr des Bauteilrisses mindert. Allerdings liegt die Bruchdehnung bei 7 - 10 %, was eine zahnlose Aussparung zweckmäßiger macht. Leider konnte dies nicht berücksichtigt werden, weil der Hersteller die für das elastische Material erstellten .stl-Dateien für das feste Material verwendet hat, ohne dies vorher zu kommunizieren. Somit wurde eine Nachbearbeitung der Aussparung nötig, bei der die Zähne weggefräst werden mussten. Durch den Fräsvorgang konnte die exakte Positionierung der Aufsätze auf den Greifbacken nicht erhalten werden. Deshalb sind die Aufsätze, wie in Abbildung 5.30 zu sehen, leicht verdreht zur Greifbacke angebracht. Der Halt an den Greifbacken ist ebenfalls mit dem in Kapitel 5.6.1 beschriebenen Versuch evaluiert worden. Es wurde eine Abzugskraft von 15 N ermittelt.

Crimpkon-  
takt Buchse



**Abb.5.30: Zweiter Prototyp im montierten Zustand mit elektronischen Komponenten.** Der zweite Prototyp musste, um auf die Greifbacken geschoben werden zu können, nachbearbeitet werden. Er wurde aus einem festeren Material als der erste Prototyp gefertigt. Aufgrund der geringeren Dehnung des Materials musste die Aussparungen für die restlichen Komponenten ebenfalls nachbearbeitet werden.

Wie aus Abbildung 5.31 ersichtlich sind die Fertigungstoleranzen für dieses Material deutlich geringer als die des Materials für den ersten Prototyp. Dies kann in Abbildung 5.32 anhand der ineinandergreifenden Zähne nachvollzogen werden. Die Form der Zähne ist im Vergleich zum ersten Prototyp für das Fixieren von verschiedenen Gewebearten geeigneter.



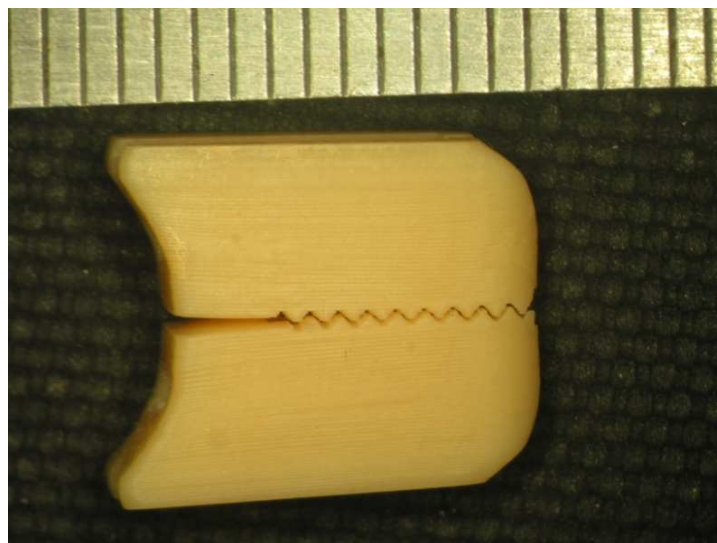
**Abb.5.31: Darstellung des zweiten Prototyps.** Durch die Verwendung des FotoMed Led.A-Materials konnte eine höhere Fertigungsgenauigkeit erreicht werden.



Die Verschiebung der Aussparung für die Greifbacke in kranialer Richtung bewirkt eine gleichmäßigere Materialstärke an den kritischen Querschnitten. Dadurch kann die Gefahr eines Risses, wie er beim ersten Prototyp aufgetreten ist, vermindert werden. Die Wandstärke am distalen kritischen Querschnitt ist geringer als die am proximalen. Ein Riss am proximalen kritischen Querschnitt führt zu einem Übertritt des Stroms auf die Greifbacke, während am distalen die stromführenden Komponenten nochmals isoliert sind.

Auf die Crimpkontakt-Buchse wirkt durch die Betätigung der Greifbacken eine Kraft, welche sie, wie in Abbildung 5.30 nachzuvollziehen, aus der Führung drücken kann. Die Kraft hierfür geht aus der Verformung des Kabels hervor. Durch eine zusätzliche Sicherung der Crimpkontakt-Buchse könnte dies verhindert werden.

Die Aussparung für die Elektrode ist durch die Fertigung zu klein. Damit die Elektrode befestigt werden konnte, musste die Aussparung vergrößert werden.



**Abb.5.32: Zweiter Prototyp im geschlossenen Zustand mit ineinandergreifenden Zähnen.** Durch die hohe Genauigkeit konnten die Zähne exakt abgebildet werden, wodurch ein Ineinandergreifen der Zähne ermöglicht wird und somit das Fassen von Gewebe verbessert wird.

#### ***5.6.2.1.1 Experimentelle Evaluierung des zweiten Prototyp für die geraden Greifbacken***

Obwohl die Aufsätze, wie in Abbildung 5.30 zu erkennen, beim Schließen der Greifbacken nicht exakt aufeinander zum Liegen kommen, konnten sie für eine Versuchsreihe verwendet werden. Dabei konnte gezeigt werden, dass eine Koagulation mit den Aufsätzen möglich ist

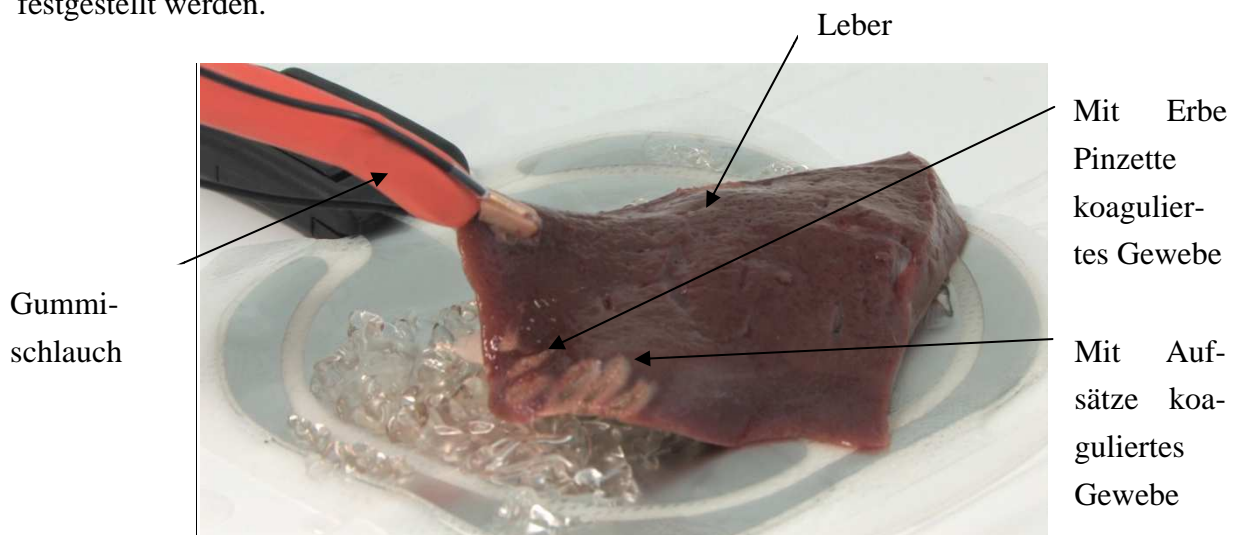


und der Strom von der Greifbacke und dem restlichen Instrument abgeschirmt wird. Zur Dokumentation ist der Arbeit eine CD mit einem Video der Versuchsreihe beigelegt.

Während des gesamten Versuchs wurde das Instrument manuell geführt, sodass Komplikationen mit der Antriebseinheit ausgeschlossen werden konnten. Des Weiteren wurde dem Instrumentenschaft ein Gummischlauch übergezogen, sodass das Eindringen von Gewebe oder Flüssigkeiten ins Instrument verhindert wird. Obwohl ausschließlich bipolar koaguliert wurde, wurde zur Sicherheit eine Neutralelektrode verwendet. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 5.33 dargestellt.

Um die Handhabung und Funktionalität der Aufsätze vergleichen zu können, wurde vorab mit einem herkömmlichen bipolaren Instrument der Firma Erbe koaguliert. Anschließend wurde die Funktion der Aufsätze an einem befeuchteten Tuch getestet. Da sich dabei keine Komplikationen ergaben, konnte das Tuch gegen eine Schweineleber ausgetauscht werden.

Beim Vergleich der Koagulationsqualität und -dauer des Aufsatzes mit der des bipolaren Instruments von Erbe stellten sich keine wesentlichen Unterschiede heraus. Die Elektrode der Aufsätze im Vergleich zu jenen von Erbe neigt verstärkt zum Ankleben am Gewebe. Besonders nach längeren Koagulationsperioden tritt dieser Effekt ein. Er ist auf eine starke Erhitzung der Elektrode zurückzuführen. Davon wurde der verwendete Werkstoff des Aufsatzes jedoch nicht beeinträchtigt. Weder konnte ein Verzug noch eine Beschädigung der Aufsätze festgestellt werden.

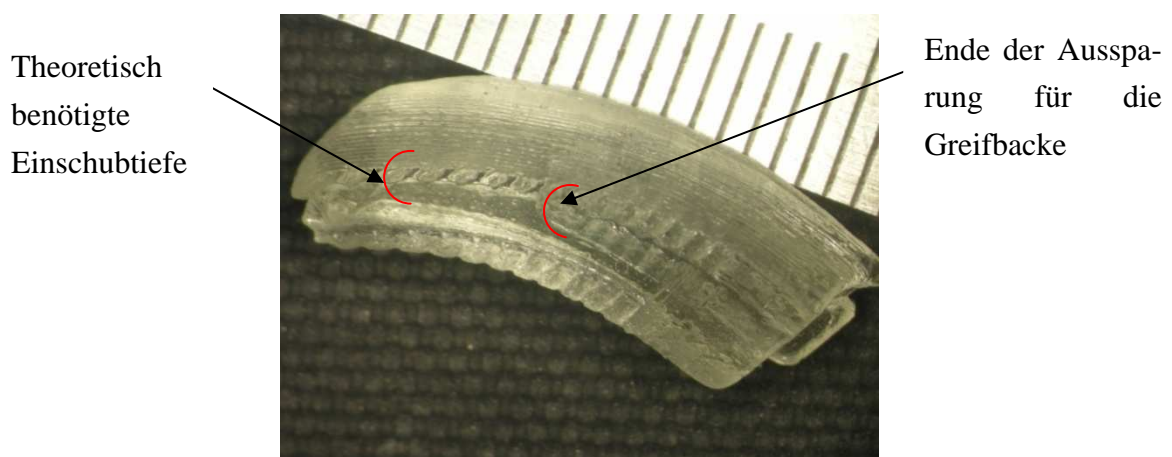


**Abb.5.33: Ausschnitt aus der während des Koagulationsversuchs gedrehten Videosequenz.** Der Schaft wurde hierfür mit einem Gummischlauch überzogen, sodass kein Gewebematerial in das Instrument eindringen kann. Die Koagulationsqualität der Aufsätze wurde mit der der Erbe Pinzette verglichen, wobei keine Unterschiede festgestellt werden konnten.

### 5.6.2.2 Erster Prototyp für die gebogenen Greifbacken

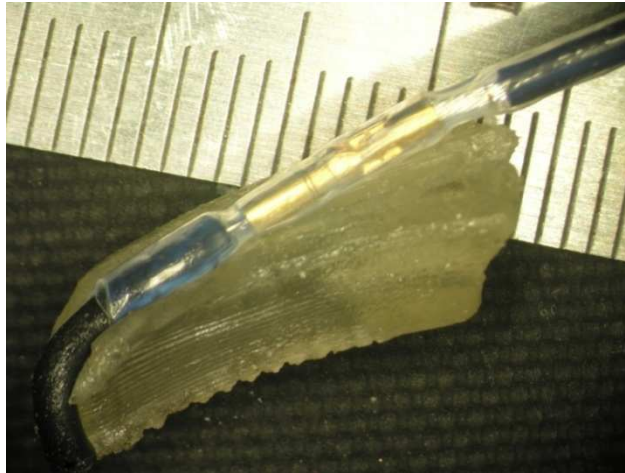
Die Fertigungszeichnung zum ersten Prototyp des gebogenen Aufsatzes ist mit *Aufsatz\_gebogener\_Greifer\_Ist* bezeichnet. Die Aufsätze wurden aus dem elastischen Material FotoDent SI flex 70 hergestellt, weshalb eine gezahnte Aussparung für die Greifbacke gewählt wurde. Die Aussparung in den Aufsätzen muss aufgrund der Geometrie der gebogenen Greifer 14 mm lang sein. Die Aussparung für die Greifbacke des geraden Greifers muss nur 7,5 mm lang sein. Zusammen mit der gebogenen und spitz zulaufenden Form der Aussparung führt dies zu erhöhten Anforderungen an das Herstellungsverfahren. Daher konnten die Aufsätze nicht ausreichend weit über die Greifbacken geschoben werden. Dies kann in Abbildung 5.34 nachvollzogen werden. Trotzdem wurde eine Abzugskraft von 10 N erreicht. Dies ist darauf zurückzuführen, dass durch die gebogene Form der Greifbacken der Halt an den Greifbacken erhöht wird.

Um die Befestigung der Elektrode und Stromführung verbessern zu können, wurde trotz der mangelnden Einsetzbarkeit der Bauteile ein Aufsatz komplett fertiggestellt. Dieser ist in Abbildung 5.35 dargestellt. Zwischen den beiden verwendeten Elektrodenmaterialien 1.4301 und 1.4310 ergaben sich keine Vor- noch Nachteile. Beide Materialien konnten gut gefeilt und anschließend umgeformt werden. Vielmehr wurde die Befestigung der Elektrode vom gewählten Herstellungsmaterial der Aufsätze beeinflusst. Im Vergleich zum harten Material erfordert die Befestigung der Elektrode und Stromführung beim weichen Material wesentlich mehr Vorsicht. Aufgrund der Belastung neigt das Material zu reißen. Besonders in Verbindung mit scharfkantigen Gegenständen wie der Elektrode neigt das Material zu reißen. Folglich bietet es für die Befestigung der Crimpkontakt-Buchse ebenfalls weniger Halt.



**Abb.5.34: Erster Prototyp für die gebogene Greifbacke.** Der Aufsatz konnte nicht vollständig aufgeschoben werden, da aufgrund von Fertigungstoleranzen die Aussparung für die Greifbacke zu klein war.

Als weiterer Nachteil des elastischen Materials kann die niedrigere Temperaturbeständigkeit angeführt werden. In Summe mit den vorher genannten Nachteilen ergibt sich, dass sich der Werkstoff FotoMed Led.A für die geforderten Anforderungen besser eignet als das weiche FotoDent SI flex 70.



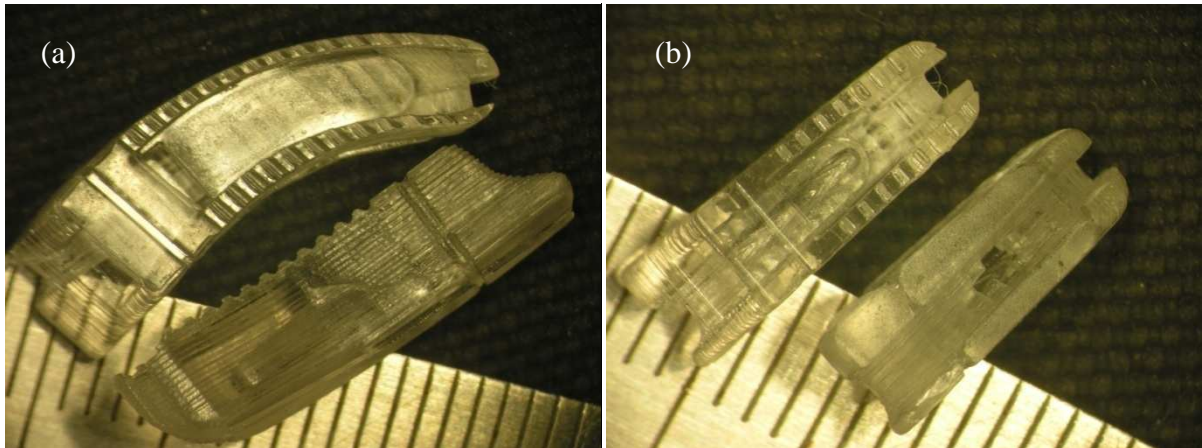
**Abb.5.35: Erster Prototyp des gebogenen Aufsatzes mit Stromführung und Elektrode.** Für den ersten Prototyp für die gebogene Greifbacke wurde das elastische Material verwendet. Dieses weist gegenüber dem festen Material einige Nachteile auf, weshalb für die folgenden Prototypen ausschließlich das feste Material verwendet wurde.

### 5.6.3 Dritte Baureihe

Die Aufsätze für die geraden und gebogenen Greifbacken wurden bei der dritten Baureihe aus dem gleichen Material hergestellt. Die wesentlichen Modifikationen von der zweiten auf die dritte Baureihe wurden für beide Greifbacken durchgeführt. Deshalb werden die Aufsätze in diesem Kapitel simultan besprochen. Falls eine Aussage nur für einen der beiden Aufsätze gültig sein sollte, wird darauf explizit hingewiesen. Der Aufsatz für den geraden Greifer ist im Anhang mit *Aufsatz\_gerader\_Greifer\_3rd* bezeichnet und der für den gebogenen mit *Aufsatz\_gebogener\_Greifer\_2nd*.

Für die dritte Baureihe wurde hervorgehend aus den Ergebnissen der zweiten das Material FotoMed Led.A verwendet. Da sich dieses Material nur geringfügig dehnen kann, wurden für die Aussparungen der Greifbacken die zahnlosen Varianten gewählt. Aufgrund der Fertigungstoleranzen ergab sich bei der zweiten Baureihe eine Verengung der Aussparung, wie es in Abbildung 5.29 veranschaulicht ist. Dies führte zu Problemen beim Aufstecken der Aufsätze auf die Greifbacken. Deshalb wurden die Aussparungen für die Greifbacken der dritten Baureihe um 10 % vergrößert, wodurch sich die Materialstärke an den kritischen Querschnitten verringerte. Somit wurden Wandstärken von 0,2 mm nötig. Dies hat bei dem verwendeten Herstellungsverfahren zu Brüchen an den kritischen Querschnitten geführt.

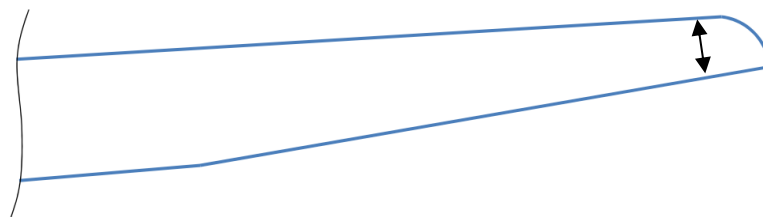
Deshalb sind die Aufsätze, wie in Abbildung 5.36 zu sehen, an den kritischen Stellen gebrochen. Für einen Versuch konnten sie wegen der Gefahr des Übertritts des Stromes auf die Greifbacken nicht verwendet werden.



**Abb.5.36: Gebrochene Aufsätze für die gebogenen (a) und die gerade (b) Greifbacke.** (a) Die gebogenen Aufsätze können, obwohl sie an den kritischen Querschnitten gebrochen sind, nicht vollständig über die Greifbacke geschoben werden. (b) Die Aussparung für die geraden Greifbacken ist zu groß. Deshalb können die Aufsätze nicht an den Greifbacken befestigt werden.

Es haben sich für die gebogene und die gerade Greifbacke unterschiedliche Probleme beim Anstecken der Greifer ergeben: Die Aussparung für die geraden Greifbacken ist zu groß gewählt. Deshalb ist eine Befestigung der Aufsätze auf den Greifbacken nicht möglich. Beim Abzugsversuch konnte kein Wert ermittelt werden.

Anders verhält es sich beim Aufsatz für die gebogene Greifbacke. Der Aufsatz kann trotz der konstruktiven Vergrößerung der Aussparung um 10 % nicht vollständig über die Greifbacke geschoben werden. Dies kann auf zweierlei Art begründet werden. Zum einen wird das Aufstecken durch die gebogene Form der Greifbacke erschwert, zum anderen läuft die Greifbacke am distalen Ende, wie in Abbildung 5.37 dargestellt, spitz zu. Aufgrund der Fertigungstoleranzen kann es am distalen Ende an der in Abbildung 5.37 markierten Stelle zu Verschmelzungen kommen, die ein Einführen der Greifbacke in den Aufsatz nicht mehr ermöglichen.



**Abb.5.37: Laterale Ansicht der gebogenen Greifbacke.** Die gebogene Greifbacke läuft zu ihrem distalen Ende spitz zu. Aufgrund von Fertigungstoleranzen kann es am distalen Ende an der markierten Stelle zu Verschmelzungen kommen, die ein vollständiges Aufstecken des Aufsatzes auf die Greifbacke nicht ermöglichen.

Beim Abzugsversuch konnte, wie in Abbildung 5.38 zu sehen, eine Abzugskraft von 13 N erreicht werden.



**Abb.5.38: Ermittlung der Abzugskraft für die gebogene Greifbacke.** Durch die gebogene Form der Greifbacken wurde, obwohl der Aufsatz nicht vollständig auf die Greifbacke geschoben werden konnte, eine Abzugskraft von 13 N gemessen.

Um die Aussparungen für die Elektrode und die Stromführung evaluieren zu können, wurden die Aufsätze komplett montiert. Dabei erwiesen sich die umgesetzten Verbesserungsvorschläge aus der zweite Baureihe, wie in Abbildung 5.39 nachzuvollziehen, als zielführend:

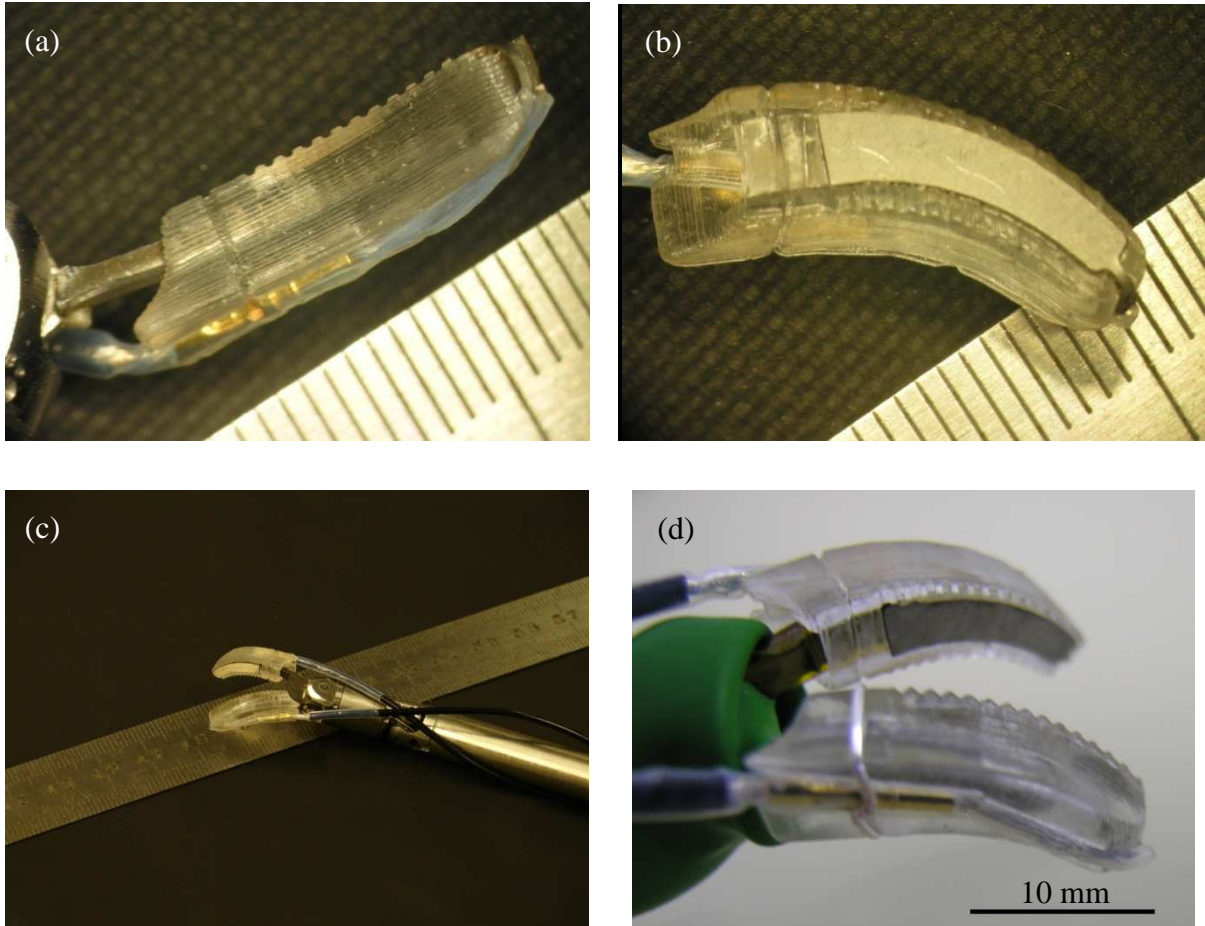
Die Verbreiterung der Aussparung für die Elektrode ermöglicht eine einfachere Montage. Zudem wird durch deren Absenkung um 0,1 mm der Schließmechanismus weniger gestört.

In der umlaufenden Nut kann ein Draht geführt werden, welcher die Crimpkontakt-Buchse in die dafür vorgesehene Aussparung drückt. Der Draht ist nur dann zu verwenden wenn die formschlüssige Befestigung durch die Aussparung nicht ausreicht. Die formschlüssige Befestigung ist in Kombination mit dem festen Material wesentlich sicherer, weshalb der Draht optional verwendet wird.

Der verwendete Schrumpfschlauch weist nach dem Schrumpf einen größeren Außendurchmesser auf, als durch den Waddickenkalkulator ermittelt wurde. Weil das Material kaum dehnbar ist, kann dieser auch nicht in die Aussparung gedrückt werden. Durch eine vergrößert-



te Aussparung in der vierten Baureihe könnte der Elektrodenfortsatz samt Schrumpfschlauch in dieser befestigt werden.



**Abb.5.39: Zweiter Prototyp für die gebogenen Greifbacken mit Elektrode und Stromführung.**  
 (a) Die Integration der einzelnen Komponenten kann gewährleistet werden. (b) Die Genauigkeit der Bauteile erleichtert die Montage und fördert die Befestigung der elektrischen Komponenten am Bauteil. (c) Die Kabel werden nach dem Austritt aus dem Bauteil um den Instrumentenschaft gewickelt. (d) Zusätzliche Befestigung des Kabels und der Crimpkontakt-Buchse durch einen Draht.

#### 5.6.4 Vierte Baureihe

Abschließend wird die vierte Baureihe vorgestellt, welche sich aus der Evaluation und Berücksichtigung der Verbesserungsvorschläge der vorhergehenden Baureihen ergibt. Die Fertigungszeichnungen dazu sind in Anhang C zu finden und mit *Aufsatz\_gerader\_Greifer\_4th* und *Aufsatz\_gebogener\_Greifer\_3rd* bezeichnet. Beide Aufsätze wurden noch nicht hergestellt, stellen aber das Ergebnis dieser Bachelorarbeit dar.

Sowohl die Aufsätze für die gebogenen als auch für die geraden Greifbacken sind für die Fertigung aus dem Material FotoMed Led.A bestimmt. Deshalb sind beide mit zahnloser Aussparung ausgeführt.

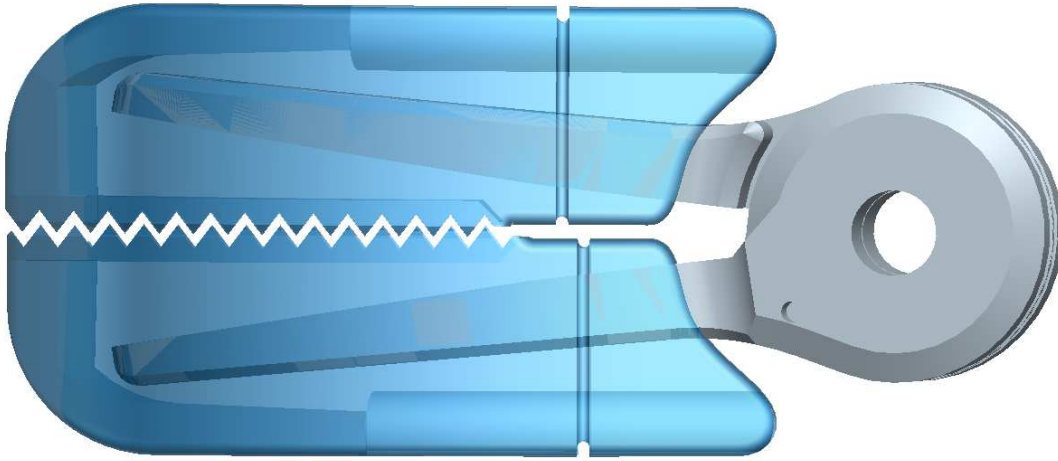
Die Aussparungen für die geraden Greifbacken haben dieselben Maße wie die des zweiten Prototyps, jedoch ohne Zähne. Dies kann dazu führen, dass die Greifbacken nachbearbeitet werden müssen, bevor sie über die Greifbacken geschoben werden können. Würden die Aussparungen jedoch zu groß sein, sodass kein Halt der Aufsätze auf den Greifbacken gewährleistet werden kann, könnten die Aufsätze nicht benutzt werden.

Die Aussparungen für die gebogenen Greifbacken werden im Vergleich zur zweiten Baureihe ein wenig vergrößert, da sich die Aufsätze der zweiten Baureihe nicht vollständig über die Greifbacken schieben lassen. Um auch hier das Risiko, dass sich die Aufsätze an den Greifbacken nicht mehr befestigen lassen, zu vermeiden, wird die Aussparung lediglich um 2 % vergrößert. Zusätzlich ist die minimale Vergrößerung auf die ansonsten zu geringe Wandstärke an den kritischen Bauteilquerschnitten zurückzuführen (vgl. Abbildung 5.40).

Bei der dritten Bauteilreihe hat sich herausgestellt, dass eine Schichtdicke von 0,2 mm an den kritischen Bauteilquerschnitten mit dem gewählten Herstellungsverfahren nicht herstellbar ist. Deshalb muss eine Möglichkeit gefunden werden, diese Querschnitte zu verstärken. Die Bauteilgröße ist auf 10 mm Durchmesser beschränkt, damit die Bauteile ohne Komplikationen durch den Trokar geführt werden können. Tatsächlich beträgt der Innendurchmesser des Trokars jedoch 10,8 mm. Wenn also die Bauteile bis auf ein Maß knapp unter dem Innendurchmesser vergrößert werden, bleibt die Funktion der Bauteile weiterhin gegeben. Somit ist eine Lösung gefunden, wie die Aussparung vergrößert und gleichzeitig die Mindestschichtstärke von 0,4 mm nicht unterschritten wird.

Die Höhe der Aufsätze beträgt 5,5 mm beziehungsweise 5,4 mm, was einen Durchmesser von 10,8 mm überschreiten würde. Allerdings kann die halbe Zahnhöhe aufgrund des Ineinandergreifens der Zähne davon subtrahiert werden, sodass sich eine effektive Bauteilhöhe von maximal 5,3 mm ergibt.

Ein weiterer Verbesserungsvorschlag aus Kapitel 5.6.3 betrifft die Aussparung zur Befestigung des Elektrodenfortsatzes, welcher mit einem Schrumpfschlauch ummantelt ist. Die Aussparung ist für den Außendurchmesser des geschrumpften Schrumpfschlauches zu klein gewählt. Deshalb wurde die Aussparung so vergrößert, dass zum einen der ummantelte Elektrodenfortsatz in die Aussparung gedrückt werden kann und zum anderen dieser dort auch durch die sich verschmälernde Aussparung befestigt wird.



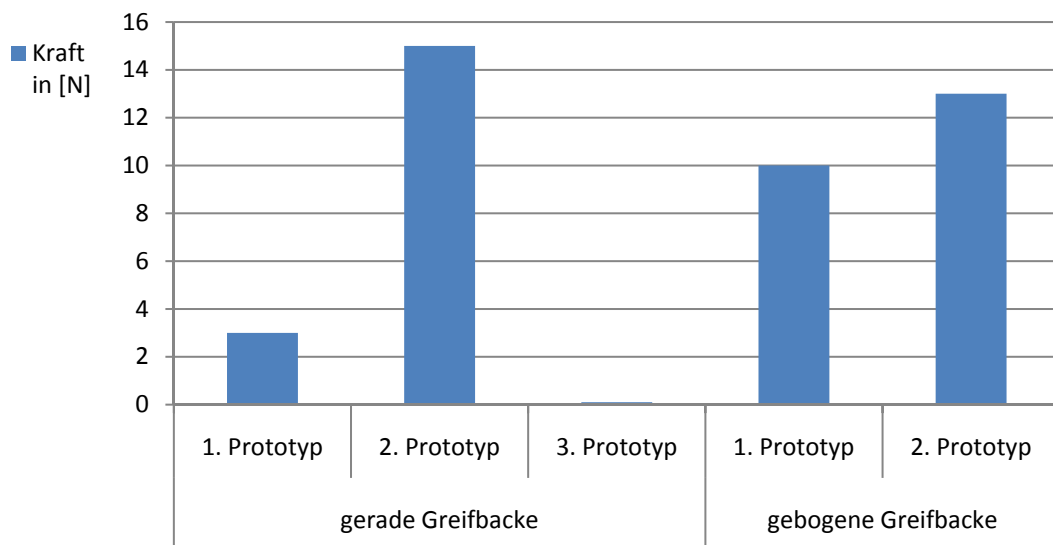
**Abb.5.40: CAD-Modell des dritten Prototyps für die gebogene Greifbacke.** Die Aussparung für die Greifbacke wurde nochmals vergrößert, sodass ein Einschieben der Greifbacken möglich ist. Eine Mindestschichtstärke von 0,4 mm konnte an allen Querschnitten eingehalten werden, da der umfassende Durchmesser des Bauteils auf 10,8 mm angehoben wurde. Die Aussparung der umlaufenden Nut für den Draht ist axial versetzt, da sich ansonsten die Greifbacken nicht mehr vollständig schließen lassen würden, wenn die Drähte für beide Aufsätze ein wenig über die Nut hinausragen.



## 6 Diskussion und Ausblick

Am Ende dieser Bachelorarbeit stehen Aufsätze zur Verfügung, welche die Untersuchung der Auswirkungen der Hochfrequenzchirurgie auf das MiroSurge-System ermöglichen. Dabei konnten die entscheidenden Eigenschaften, welche die Aufsätze aufweisen müssen, erfüllt werden.

Der Halt in axialer Richtung wurde durch einen Versuch ermittelt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 6.1 zusammengefasst. Es ist festzuhalten, dass die jeweils ersten Prototypen, welche aus dem elastischen Material gefertigt wurden, weniger Halt an den Greifbacken besitzen als die anderen. Da die gebogenen Aufsätze nicht vollständig über die Greifbacken geschoben werden konnten, liegen deren Werte unter denen der geraden Greifbacken. Wenn sie vollständig Aufgeschoben werden könnten, würden die gebogenen Aufsätze eine höhere Abzugskraft als die geraden aufweisen. Dies liegt an der gebogenen Form, da dadurch die Kraft nicht ausschließlich in axialer Richtung wirken kann.



**Abb.6.1: Nötige Kraft, um die Aufsätze von den Greifbacken abzuziehen.** Diagramm der ermittelten Kräfte, welche nötig sind, um die Aufsätze von den jeweiligen Greifbacken abzuziehen. Die Werte für den jeweils ersten Prototyp sind aufgrund des weichen Materials geringer.

Im Koagulationsversuch konnte die Funktion der einzelnen Komponenten belegt werden. Die hochfrequenten Ströme werden auf das Gewebe gebracht und von den elektrischen Einheiten abgeschirmt. Um Ströme, die durch induktive oder kapazitive Kopplungen im Instrument erzeugt werden, nachweisen zu können, müssen weitere Untersuchungen durchgeführt werden. Die direkte Applikation der Ströme auf leitfähige Komponenten des Instruments konnte hingegen im Koagulationsversuch widerlegt werden.

Somit können die Aufsätze zur Untersuchung der Interaktion zwischen den sensorischen Komponenten des MiroSurge-Systems und der Hochfrequenzchirurgie verwendet werden. Sie eignen sich nur für die Koagulation von Gewebe, jedoch nicht für das Schneiden. Um einen Gewebsschnitt zu erzielen, sind, wie in Kapitel 3.2 genauer erläutert, andere Generatorausgangssignale nötig als für die Koagulation. Durch die Änderung der Ausgangssignale werden andere elektrische und magnetische Felder hervorgerufen. Deshalb ist es von großer Bedeutung, die verschiedenen Ausgangsmodi des Generators zu verwenden, um die Auswirkungen der Hochfrequenzchirurgie auf das MiroSurge-System zu untersuchen. Des Weiteren wäre es sinnvoll die Untersuchungen ebenfalls mit Generatoren anderer Hersteller durchzuführen, da diese andere Ausgangssignale zur Verfügung stellen, welche zu Komplikationen mit den sensorischen Einheiten des Chirurgesystems führen können.

Um einen Gewebeschnitt zu erzielen, muss neben den Ausgangssignalen auch die Elektrodenform verändert werden. Wie bereits in Kapitel 3.2 erläutert, muss hierzu die Aktivelektrode signifikant kleiner sein als die Passivelektrode. Deshalb ist es unumgänglich die Aufsätze abzuändern, um sie der Elektrodenform anzupassen.

Durch die Wärmeentwicklung, welche sich beim Koagulationsprozess ergibt, wurden die Aufsätze nicht beeinträchtigt, selbst wenn lange und anhaltend koaguliert wurde. Lediglich ein Ankleben des Gewebes an den Elektroden wurde bei lang andauernden Koagulationszyklen festgestellt. Eine Verbesserungsmöglichkeit dafür besteht in der Verwendung einer geriffelten Elektrodenoberfläche. Dadurch wird die Kontaktfläche zwischen Elektrode und Gewebe vergrößert und somit der Strom gleichmäßig über eine größere Fläche verteilt. Durch die gleichmäßige Verteilung des Stromes ergibt sich eine geringere effektive Stromdichte, welche eine geringere Wärmeentwicklung an den Instrumentenspitzen verursacht und dadurch die kollaterale Gewebeverletzung mindert [14]. Eine Riffelung der koagulierenden Oberfläche der Elektrode ist fertigungstechnisch jedoch schwierig zu bewerkstelligen. Durch ein Laserschnittverfahren aber realisierbar.

Das Ankleben des Gewebes an den Greifbacken kann zusätzlich durch ein Elektrodenmaterial mit höherer Wärmeleitfähigkeit gemindert werden. Dadurch kann die beim Koagulationsprozess entstehende Wärme besser abgeführt werden.

## 7 Zusammenfassung

Ausgehend von einer Analyse der möglichen Formen von Hochfrequenzinstrumenten, der dafür geeigneten Materialien und Herstellungsverfahren und der nötigen Isolationskomponenten wurden verschiedene Konzepte erarbeitet, welche eine Koagulation von Gewebe ermöglichen. Diese wurden anschließend bewertet und das geeignetste umgesetzt. Die entscheidenden Vorgaben, welche im Folgenden nochmals aufgeführt werden, konnten eingehalten werden:

- Sichere Befestigung an den Greifbacken bei gleichzeitiger Erhaltung des Greifens
- Applikation hochfrequenter Ströme auf das Gewebe
- Abschirmung der leitfähigen Komponenten des Instruments

Des Weiteren wurde der Innendurchmesser des Trokars durch welchen die Greifbacken samt Aufsätzen geführt werden müssen, nicht überschritten. Der Halt der Aufsätze an den Greifbacken wird durch Dehnung gewährleistet. Die Aufsätze werden an die Greifbacken gepresst und somit reibschlüssig befestigt. Der ausreichende Halt der Aufsätze auf den Greifbacken konnte sowohl in einem Koagulationsversuch als auch in einem Abzugsversuch gezeigt werden. Die Aufsätze sind reversibel befestigt, was ein Anstecken und Lösen der Aufsätze von den Greifbacken jederzeit ermöglicht. Es wurden Aufsätze für zwei Greifbackenformen entwickelt. In Abbildung Abb.7.1 sind die erarbeiteten Aufsätze für die gebogene Greifbacke dargestellt.

Die Abschirmung des Stromes von den Greifbacken und den anderen leitenden Elementen des MiroSurge-Systems wurde getestet und ist erfüllt. Somit ist ein sicheres Arbeiten mit den Aufsätzen gewährleistet. Dies wird zum einen durch die Isolation der stromführenden Komponenten, zum anderen durch die Integration dieser Komponenten in das Bauteil sichergestellt.

Zur Evaluierung der Aufsätze wurde ein Versuch durchgeführt, bei dem die Funktion der Aufsätze getestet wurde. Weder wurden die Bauteile dabei durch die Wärmeentwicklung bei der Koagulation beschädigt noch durch Ankleben am koagulierten Gewebe von den Greifbacken gezogen. Das mit den Bauteilen koagulierte Gewebe wurde mit dem Koagulationsergebnis einer bipolaren Pinzette von Erbe verglichen. Es ließ sich weder ein Unterschied in der Koagulationsdauer noch in der -qualität feststellen.

Aufbauend auf diesen Ergebnissen können nun die Auswirkungen der Hochfrequenzchirurgie auf das MiroSurge-System untersucht werden.



**Abb.7.1: Aufsätze für die gebogenen Greifbacken beim Koagulieren.** Die Funktion des Greifens und Fixierens von Gewebe bei gleichzeitigem koagulieren kann ebenso gewährleistet werden wie die Abschirmung hochfrequenter Ströme vom Chirurgieinstrument.

## Literaturverzeichnis

- [1] 3d-Labs GmbH, Scan-LED-Technologie, <http://www.3d-labs.de/de/produkte/scan-led>, Abruf: 4.07.2011
- [2] Alphaform AG, Materialübersicht Datenblatt 2.2011, [http://www.alphaform100.de/pdf/rps\\_seite/datenblatt\\_2.2011\\_D.pdf#page=4](http://www.alphaform100.de/pdf/rps_seite/datenblatt_2.2011_D.pdf#page=4), Abruf: 6.08.2011
- [3] Balázs, M., Feussner, H., Hirzinger, G., et al., A New Tool for Minor-Access Surgery. Engineering In Medicine And Biology(June), 1998
- [4] Baur, E., Schmachtenberg, E., Saechtling Kunststoff Taschenbuch. Hanser Verlag, München Wien, 2004, S. 323-624
- [5] Brill, A., Jain, A., Solima, E., et al., Energy Systems for Operative Laparoscopy. The Journal of the American Association of Gynecologic Laparoscopists, 5(4), 1998, S. 513-32
- [6] Buhier, K., Winkler, U., Kato, K., et al., New Development For Temperature Controlled Bipolar Coagulation In Laparoscopic Surgery. IEEE, Essen, 1991, S. 1760-1761
- [7] Bussiere, R., Principles of electrosurgery Practical Overview of RF Electrosurgical Generators. Tektran Incorporated, Edmonds, 1997
- [8] Bussiere, R., Electrosurgical Generators Guide to Performance and Safety Testing. Tektran Incorporated, Edmonds, 1998
- [9] Camarillo, D.B., Krummel, T.M., Salisbury, J.K., Robotic technology in surgery: past, present, and future. American journal of surgery, 188(4A Suppl), 2004, S. 2S-15S
- [10] Chua, C., Chou, S., Wong, T., A study of the state-of-the-art rapid prototyping technologies. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 14(2), 1998, S. 146–152
- [11] Dierl, C., Beratungsgespräch. Erbe Elektromedizin GmbH, München, 2011
- [12] DLR - Institut für Robotik und Mechatronik, MiroSurge Robotic System, [http://www.dlr.de/rm-neu/de/Portaldata/52/Resources/images/bildgalerie/miro\\_03.jpg](http://www.dlr.de/rm-neu/de/Portaldata/52/Resources/images/bildgalerie/miro_03.jpg), Abruf: 30.07.2011
- [13] DLR - Institut für Robotik und Mechatronik, MICA - Actuated and sensorized surgical instruments, [http://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3829/6255\\_read-9015/](http://www.dlr.de/rm/en/desktopdefault.aspx/tabid-3829/6255_read-9015/), Abruf: 30.07.2011

- [14] Dodde, R.E., Miller, S.F., Geiger, J.D., et al., Thermal-Electric Finite Element Analysis and Experimental Validation of Bipolar Electrosurgical Cautery. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 130(2), 2008
- [15] Engelbert, M., Grundlagen der HF- Chirurgie. , 2002, S. 1-14
- [16] Erbe Elektromedizin GmbH, Grundlagen der Hochfrequenz-Chirurgie. Hochfrequenz-Chirurgie, 85800-003, 2010
- [17] Erbe Elektromedizin GmbH, Für die Resektion und Vaporisation in NaCl: Bipolar-Cut++. Hochfrequenz-Chirurgie, 85100-082, 2010
- [18] Erbe Elektromedizin GmbH, BiClamp: Thermofusion von Gefäßen und Gewebestrukturen. Gefäßversiegelung, 85100-039, 2011
- [19] Erbe Elektromedizin GmbH, VIO 300 D Hochfrequenzgenerator, <http://www.erbe-med.com/de/medizintechnik/public/Produkte/Hochfrequenz-Chirurgie/HF-Chirurgie-Geraete/VIO-System/VIO---300-D.707>, Abruf: 1.08.2011
- [20] Erbe Elektromedizin GmbH, BiCision, <http://www.erbe-med.com/de/medizintechnik/public/Neuheiten/BiCision>, Abruf: 28.06.2011
- [21] Euro Inox - europäische Marktförderungsorganisation für nichtrostenden Stahl, Datenblatt für Werkstoff Nr. 1.4301, [http://www.euro-inox.org/technical\\_tables/index.php](http://www.euro-inox.org/technical_tables/index.php), Abruf: 6.08.2011
- [22] Faltermeier, A., Dentalwerkstoffe und Dentalimplantate--Teil 2.Medizintechnik Life Science Engineering. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2009, S. 2027-2050
- [23] Farnell GmbH, Crimpkontakt-Buchse Harwin, <http://de.farnell.com/harwin/m80f0110005/crimpkontakt-buchse-22awg/dp/495920?Ntt=Harwin+M80F0110005>, Abruf: 1.08.2011
- [24] Farnell GmbH, Litzenkabel Brand Rex, <http://de.farnell.com/brand-rex/spc00471a002-25m/litze-ptfe-19-0-15-c-schwarz-25m/dp/1184137?Ntt=1184137>, Abruf: 1.08.2011
- [25] Farrugia, M., McGurgan, P., McMillan, L., et al., Recent Advances in Electrosurgery - Versapoint technology. *Reviews in Gynaecological Practice*, 1(1), 2001, S. 12-17
- [26] Feußner, H., Schneider, A., Meining, A., Endoskopie, minimal-invasive Chirurgie und navigierte Systeme.Medizintechnik Life Science Engineering. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2009, S. 1121-1162
- [27] Fritz, A.H., Schulze, G., Fertigungstechnik. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2006, S. 105-114
- [28] Gastropraxis Ansbach, Polypektomie Schema, <http://www.gastropraxis-ansbach.de/images/polypektomie-schema.jpg>, Abruf: 28.06.2011

- 
- [29] Gebhardt, A., Generative Fertigungsverfahren: rapid prototyping-rapid tooling-rapid manufacturing. Hanser Verlag, München, 2007, S. 77-161
- [30] Gebhardt, A., Grundlagen des Rapid Prototyping. Eine Kurzdarstellung der Rapid Prototyping Verfahren. RTejournal, 1(1), 2004, S. 1-16
- [31] Gebhardt, A., Generative Fertigungsverfahren: Rapid Prototyping-Rapid Tooling-Rapid Manufacturing. Hanser Verlag, München, 2007, S. 284-285
- [32] Guthart, G.S., Salisbury, J.K., The Intuitive/sup TM/ telesurgery system: overview and application. Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No.00CH37065)(April), 2000, S. 618-621
- [33] Günter, F., Erbe Elektromedizin GmbH. DE 199 15 062 C 1, 1999
- [34] Ha, S.W., Wintermantel, E., Maier, G., Biokompatible Polymere. Medizintechnik Life Science Engineering. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2009, S. 219-276
- [35] Hagn, U., The Aspect of Versatility in the Design of a Lightweight Robot for Surgical Applications. Hagn, U. (2011) The Aspect of Versatility in the Design of a Lightweight Robot for Surgical Applications, doctor thesis, University of Hannover, 2011, ISBN 978-3-86853-797-0, University of Hannover, 2011
- [36] Hellermann Tyton GmbH, Waddickenkalkulator, <http://www.hellermanntyton.de/thickness-calculator>, Abruf: 8.07.2011
- [37] Hellermann Tyton GmbH, Warmschrumpfschlauch HIS-3-1,5/0,5, [http://www.hellermanntyton.de/products?q=HIS-3-1.5%2F0.5&path=&page=&offset=50&att\\_0\\_Product\\_Headline\\_1=Warmschrumpfschlauch+3%3A1+auf+Kleinrolle&product=308-30150](http://www.hellermanntyton.de/products?q=HIS-3-1.5%2F0.5&path=&page=&offset=50&att_0_Product_Headline_1=Warmschrumpfschlauch+3%3A1+auf+Kleinrolle&product=308-30150), Abruf: 3.08.2011
- [38] Hellermann Tyton GmbH, Warmschrumpfschlauch TFE4-5/64, <http://www.hellermanntyton.de/productdetail?PRODUCTID=339-00209>, Abruf: 3.08.2011
- [39] Hiller, J., Medizintechnik Vorlesung, <http://www2.hs-esslingen.de/~johiller/>, Abruf: 31.07.2011
- [40] Intuitive Surgical Inc, EndoWrist - Instrumente, <http://www.intuitivesurgical.com/products/instruments/>, Abruf: 28.06.2011
- [41] Intuitive Surgical Inc, da Vinci Chirurgie - häufig gestellte Fragen, <http://www.davincisurgery.com/german/davinci-chirurgie/haufig-gestellte-fragen.html>, Abruf: 8.06.2011
- [42] Kawai, T., Kan, K., Hongo, K., et al., Bipolar coagulation-capable microforceps. Wire-driven microforceps for a neurosurgery support system. IEEE engineering in medicine

- and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society, 24(4), 2005, S. 57-62
- [43] Kennedy, J.S., Buysse, S.P., Lawes, K.R., et al., Recent innovations in bipolar electro-surgery. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 8(2), 1999, S. 95-99
- [44] Keuchel, L., Beske, F., Minimally invasive surgery in the Federal Republic of Germany. *Health policy (Amsterdam, Netherlands)*, 23(1-2), 1993, S. 49-65
- [45] LaserJob GmbH, Feinschneiden, Lasergravieren, Laserbohren, Laser-Arbeiten, <http://www.laserjob.de>, Abruf: 22.07.2011
- [46] Masler, G., Aderendhülsen und Kabelschuhe, <http://www.masler.de/index.html>, Abruf: 2.07.2011
- [47] Massarweh, N.N., Cosgriff, N., Slakey, D.P., Electrosurgery: history, principles, and current and future uses. *Journal of the American College of Surgeons*, 202(3), 2006, S. 520-30
- [48] MatWeb LLC, MatWeb - Material Property Data, <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=c4ff283f6ada4ab8bbbdde7c922bcd7e&ckck=1>, Abruf: 30.06.2011
- [49] MedWOW Ltd., LigaSure Zange, [http://tr.medwow.com/med/surgical-power-tool/valleylab/ligasure-impact-lf4200/ligasure-impact-lf4200.mth56271\\_200\\_200.jpg](http://tr.medwow.com/med/surgical-power-tool/valleylab/ligasure-impact-lf4200/ligasure-impact-lf4200.mth56271_200_200.jpg), Abruf: 27.06.2011
- [50] Meschede, D., Elektrodynamik. In: Meschede, D. (Hrsg.), *Gerthsen Physik*. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2010, S. 391-459
- [51] microTEC Gesellschaft für Mikrotechnologie mbH, Overview and Application in Fluidics and Communication. Übersicht Produkte und Technologien, 2011
- [52] NHS Purchasing, BiClamp Zange, <http://www.nhspurchasing.com/ErbeMedicalLtd/images/biclamp.jpg>, Abruf: 27.06.2011
- [53] Palanker, D.V., Vankov, A., Huie, P., Electrosurgery with cellular precision. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 55(2 Pt 2), 2008, S. 838-41
- [54] Palanker, D., Vankov, A., Jayaraman, P., On mechanisms of interaction in electrosurgery. *New Journal of Physics*, 10(12), 2008, S. 123022
- [55] Pham, D.T., Gault, R.S., A comparison of rapid prototyping technologies. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 38(10-11), 1998, S. 1257-1287



- 
- [56] Ponn, J., Lindemann, U., Systematisch von Anforderungen zu Konzepten und Gestaltungs-lösungen. Konzeptentwicklung und Gestaltung technischer Produkte. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2011, S. 293-307
- [57] PTS Jena GmbH, Werkstofftabelle PU- Vakuumgießharze, <http://www.pts-jena.de/download/werkstofftabelle.pdf>, Abruf: 6.08.2011
- [58] Raith, W., Schaefer, C., Elektromagnetismus. Walter de Gruyter-Verlag, Berlin New York, 1999, S. 283-285
- [59] Richter, S., Kollmar, O., Schilling, M.K., et al., Efficacy and quality of vessel sealing: comparison of a reusable with a disposable device and effects of clamp surface geometry and structure. *Surgical endoscopy*, 20(6), 2006
- [60] Sachs, M., Geschichte der operativen Chirurgie: Historische Entwicklung chirurgischer Operationen. Kaden Verlag, Heidelberg, 2000, S. 1-7
- [61] Takeuchi, H., Saeki, T., Shigekawa, T., et al., BiClamp forceps significantly shorten the operation time for breast surgery. *Surgery today*, 40(8), 2010, S. 706-10
- [62] Taunton, J.C., Surgical diathermy - A review. *Journal of medical engineering & technology*, 5(4), 1981
- [63] Thielmann, S., Seibold, U., Haslinger, R., et al., MICA-A new generation of versatile instruments in robotic surgery. *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on IEEE*, 2010, S. 871–878
- [64] Tobergte, A., Passig, G., Kuebler, B., et al., MiroSurge—Advanced User Interaction Modalities in Minimally Invasive Robotic Surgery. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 19(5), 2010, S. 400-414
- [65] Tucker, R., Smith, A., Monopolar and Bipolar Electrosurgery and Associated Problems. *Smith's textbook of endourology*. BC Decker Inc., Hamilton [Ont.] Lewiston NY, 2007, S. 45-51
- [66] VMR OHG, Datenblatt PA6 GF30, [http://www.vmr-ohg.de/images/stories/datenblatt-pa-guss\\_-02-2010.pdf](http://www.vmr-ohg.de/images/stories/datenblatt-pa-guss_-02-2010.pdf), Abruf: 5.08.2011
- [67] VMR OHG, Datenblatt 8060 HT - 3, [http://www.vmr-ohg.de/images/stories/vmr\\_vakuumgiessharze.pdf](http://www.vmr-ohg.de/images/stories/vmr_vakuumgiessharze.pdf), Abruf: 5.08.2011
- [68] VMR OHG, Materialblatt Watershed, [http://www.vmr-ohg.de/images/stories/vmr\\_watershed\\_materialblatt.pdf](http://www.vmr-ohg.de/images/stories/vmr_watershed_materialblatt.pdf), Abruf: 6.08.2011
- [69] Washington, E., Zaddem, V., Gordon, D., et al., Offset bipolar electrode technology for minimizing collateral thermal damage. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, 2003, S. 142-144

- 
- [70] Wickham, J.E., An introduction to minimally invasive therapy. Health policy (Amsterdam, Netherlands), 23(1-2), 1993, S. 7-15
- [71] Wolter, K., Meusel, J., Lauterwald, B., et al., Biokompatible Aufbau- und Verbindungstechnik Technische Recherche. Dresden, 2004
- [72] Wörterbücher und Enzyklopädien auf der Akademie, Strukturformel von Amid, <http://de.academic.ru/pictures/dewiki/65/Amide-general.png>, Abruf: 27.06.2011
- [73] Wörterbücher und Enzyklopädien auf der Akademie, Strukturformel von PTFE, [Http://de.academic.ru/pictures/dewiki/84/Teflon\\_structure.PNG](Http://de.academic.ru/pictures/dewiki/84/Teflon_structure.PNG), Abruf: 28.06.2011
- [74] Ziel, R., Volumen-Temperatur-Diagramm von amorphem bzw. kristallinem Polymer, [http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Volumen-Temperatur-Diagramm\\_%28Polymer%29.svg&filetimestamp=20100509210650](http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Volumen-Temperatur-Diagramm_%28Polymer%29.svg&filetimestamp=20100509210650), Abruf: 23.06.2011

# Anhang

## Anhang A: Daten zu den Bauteilen

### Daten zum Kabel [23]

Hersteller: Brand Rex

Herstellerbezeichnung: SPC00471A002



Beschreibung:

- Litze, PTFE 19/0,15 C Schwarz 25 m
- Rollenlänge: 25 m
- Drahtgrößenanzahl: AWG22
- Leiterquerschnitt: 0,338 mm<sup>2</sup>
- Außenisulationsmaterial: PTFE
- Leitmaterial: Kupfer
- Außendurchmesser: 1,67 mm
- Nennspannung: 1 kV
- Leiterausführung: 19/ 0,15
- Nennstrom: 8 A
- Nennspannung: 1 kV
- Betriebstemperatur, max.: 190 °C

**Daten zur Crimpkontakt-Buchse [24]**

Hersteller: Harwin

Herstellerbezeichnung: M80F0110005

Beschreibung:



- Crimpkontakt-Buchse 22AWG
- Steckverbindertyp
- Nennstrom: 3.3 A
- Kontaktmaterial: Phosphor-Bronze
- Drahtgrößenanzahl: AWG22
- Drahtstärke: 0,32 mm<sup>2</sup>
- Durchmesser, Kabel: 0,644 mm
- Spannung: 120 V
- Kontaktwiderstand: 25 mΩ

## Datenblatt zum Warmschrumpfschlauch zur Ummantelung des Elektrodenfortsatzes [37]

**HellermannTyton**

HIS-3 Typ: HIS-3-1.5/0.5



308-30150

### Basisdaten

Ausführung	dünnwandig
Bedruckbar	Nein
Farbe	Schwarz (BK)
Größe	1.5/0.5
Kurzbeschreibung	Die HIS-Family umfasst drei Schrumpfschlauchtypen in handlichen Spenderboxen. Das Sortiment besteht aus HIS-Pack (2:1), HIS-3 (3:1) und HIS-A (mit Innenkleber, 3:1). Dank ihrer idealen Schrumpfrate decken diese Schläuche mit nur wenigen Größen einen breiten Anwendungsbereich ab. Die Verpackung in Spenderboxen erlaubt die einfache Handhabung sowie staubfreie und ordentliche Lagerung auch nach Anbruch.
Mit Innenkleber	Nein
Produktfamilie	HIS-3
Produktgruppe	Warmschrumpfschlauch 3:1 auf Kleinrolle
Schrumpfrate	3:1
Typ	HIS-3-1.5/0.5
Typenbezeichnung 1	Warmschrumpfschlauch 3:1
Typenbezeichnung 2	HIS-3-1,5/0,5 PEX schwarz 10m

### Technische Daten

Länge (L)	10 m
Längsschrumpf	-5% max.
Nenndurchmesser in Zoll	sonstige
Schlauchform	flach
Wanddicke (WT)	0.45 mm
empfohlener max. Anwendungsdurchmesser	1.3 mm
empfohlener min. Anwendungsdurchmesser	0.7 mm
Ø Liefermaß min. (D)	1.5 mm
Ø nach Schrumpf max. (d)	0.5 mm

### Logistik und Verpackungsdaten

E-Nummer Finland (Produktetikett)	52 377 42
E-Nummer Norwegen (Produktetikett)	18 085 11
E-Nummer Schweden (Produktetikett)	07 770 50
Gewicht (kg)	0.025 kg
Inhalt	10
Inhalt je Karton (VPE)	40 Stück
Menge je Europalette	320
Menge per	ST
Mindestbestellmenge	5

---

**Material, Zulassungen und Spezifikationen**

<b>Betriebstemperatur</b>	-55 °C bis +135 °C
<b>Brandschutzeigenschaften</b>	entspricht UL224 VW-1 (außer transparent)
<b>Durchschlagfestigkeit</b>	20 kV/mm nach ASTM D 150
<b>Halogenfrei</b>	NO
<b>Isolierstoffklasse</b>	B (VDE 0530)
<b>Kupferkorrosion</b>	nicht korrosiv
<b>Material</b>	Polyolefin, strahlenvernetzt (PEX)
<b>Material, kurz</b>	PEX
<b>Materialspezifikationen</b>	RoHS
<b>ROHS Konformität</b>	TRUE
<b>Reißdehnung</b>	400%(ASTM D 2671)
<b>Spezifischer Durchgangswiderstand</b>	$10^{14} \Omega \cdot \text{cm}$ (ASTM D 876)
<b>UL anerkannt (gültig in USA)</b>	TRUE
<b>Zugfestigkeit</b>	14 MPa
<b>Zulassungen</b>	SAE-AMS-DTL-23053/5 Class 1 und 3, SAE-AMS-DTL-23053/5 Class 2 (transparent), UL224 125 °C 600V VW-1
<b>min. Schrumpftemperatur</b>	+100 °C

---

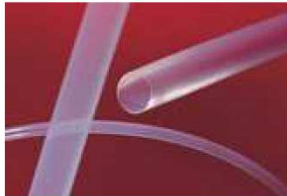
**Weitere Informationen**

<b>Suchbegriffe</b>	dünn, flexibel, biegsam, weich, dünne Wand, kleine Wandstärke, HIS-1,5/0,5
---------------------	--

## Datenblatt zum Warmschrumpfschlauch zur Ummantelung der Crimpkontakt-Buchse [38]

**TFE4-5/64**

**Artikelnummer: 339-00209**



### Warmschrumpfschlauch aus PTFE TFE4 4:1

Herausragendste Eigenschaft dieses Schrumpfschlauches ist seine sehr hohe Temperaturbeständigkeit. Zusätzlich ist das transparente, abriebfeste Material widerstandsfähig gegen aggressive Chemikalien. Der sehr dünnwandige Schlauch ist in zwei Schrumpfraten (2:1; 4:1) erhältlich.

Überall dort, wo sehr hohe Anforderungen an chemische und Temperaturbeständigkeit gestellt werden, z. B. Wärmemessfühler in aggressiven Medien oder pH-Messgeräte. Teflon-Umhüllungen sorgen für reibungsarme Bewegungen, z. B. bei Walzen.



#### Basisdaten

Ausführung	dünnwandig
Bedruckbar	Nein
Farbe	Transparent (CL)
Größe	5/64
Größe (imperial)	5/64 "
Lokaler Typ	TFE4-5/64
Mit Innenkleber	Nein
Produktfamilie	TFE4 4:1
Produktgruppe	Warmschrumpfschlauch aus PTFE
Schrumpfrate	4:1
Typenbezeichnung 1	Isolvin Schrumpfschlauch
Typenbezeichnung 2	TFE4-5/64-1220-CL

#### Technische Daten

Länge (L)	1.22 m
Längsschrumpf	-20% max.
Nenn Durchmesser in Zoll	sonstige
Wanddicke (WT)	0.22 mm
empfohlener max. Anwendungsdurchmesser	1.71 mm
empfohlener min. Anwendungsdurchmesser	0.91 mm
Ø Liefermaß min. (D)	1.98 mm
Ø nach Schrumpf max. (d)	0.64 mm

#### Logistik und Verpackungsdaten

Gewicht (kg)	0.001 kg
Inhalt	1.22
Inhalt je Karton (VPE)	1 Stück
Menge je Europalette	0
Menge per	ST
Mindestbestellmenge	50

**Material, Zulassungen und Spezifikationen**

Betriebstemperatur	-70 °C bis +260 °C
Brandschutzeigenschaften	nicht brennbar
Durchschlagfestigkeit	40 kV/mm nach DIN 53481
Halogenfrei	NO
Limited Fire Hazard	NO
Material	Polytetrafluorethylen (PTFE)
Material, kurz	PTFE
min. Schrumpftemperatur	+330 °C



## Anhang B: Datenblätter zu den Werkstoffen

### Von der 3D-Labs GmbH erhaltenes Datenblatt zum Material FotoDent SL flex 70

# FotoDent® SL flex 70

## Technisches Datenblatt



A Dreve Company

**Zweckbestimmung** Material auf Methacrylatharzbasis für UV Fest-Körperlaser (Nd:YVO<sub>4</sub>) für die Herstellung von Gingiva Masken

**Hersteller** Innovation MediTech GmbH  
Einsteinstraße 34 - D-59423 Unna/Germany

**Eigenschaften**

**Farbe** rosa (zahnfleischfarben)

**Viskosität (23°)** 0,95 - 1,05 Pa s

**Zusammensetzung**

POS	Bezeichnung
1	Alkoxiliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
2	Aliphatische Urethan(meth)acrylat
3	Tetrahydrofurfurylmethacrylat
4	Hydroxypropylmethacrylat
5	Initiatoren
6	Inhibitoren
7	Farbstoffe
8	Pigmente

**Nachgehärtetes Material**  
(10 min FotoTec® PCU unter Schutzgasatmosphäre)

Elastizitätsmodul	30 MPa
Zugspannung	8 MPa
Zugdehnung	70 %
Härte	70 Shore A
Wasseraufnahme	20 µg mm <sup>-3</sup>
Weiterreißfestigkeit	8 N mm <sup>-1</sup>
Lasereindringtiefe	Dp: 119,4 µm (4,7 mils)
Kritische Energie	Ec: 77 mJ cm <sup>-2</sup>

Bei diesen Daten handelt es sich um typische Werte. Diese Daten wurden unter Verwendung der Dreve-Styles für das Viper Si<sup>2</sup> System ermittelt. Die zuvor genannten mechanischen Eigenschaften sind abhängig von den verwendeten Build-Styles und Bauparametern der Maschine, der Reinigung und Trocknung der Teile und den Eigenschaften des verwendeten Nachhärtegerätes. Abweichungen im Herstellungsprozess können zu veränderten mechanischen Eigenschaften und Farbabweichungen führen. Irrtum vorbehalten. FotoDent SL flex 70 ist geeignet zum Bau von Gingiva Masken.

Unsere Produkte unterliegen der ständigen Weiterentwicklung. Änderungen der Materialeigenschaften behalten wir uns vor, diese können auch ohne vorherige Mitteilung erfolgen.

Diese Daten resultieren aus Messungen, die im Rahmen unseres QM-Systems laufend durchgeführt werden. Dieses Dokument ist ohne Unterschrift gültig.

**Innovation MediTech GmbH**

Einsteinstr. 34  
59423 Unna/Germany

Tel +49 2303 8807-0  
Fax +49 2303 82909

info@innovation-meditech.com  
www.innovation-meditech.com



## Von der 3D-Labs GmbH erhaltenes Datenblatt zum Material FotoMed LED.A

### FotoMed<sup>®</sup> LED.A

Technisches Datenblatt

Innovation  
MediTech GmbH

Max-Planck-Straße 31  
59423 Unna / Germany  
Tel.: +49 2303 8807-42  
Fax.: +49 2303 82909



**Zweckbestimmung:** Material auf Methacrylatharzbasis für Stereolithografie-Systeme mit einem Fest-Körperlaser (Nd: YVO<sub>4</sub>) für die Herstellung von medizintechnischen Produkten

**Hersteller:** Innovation MediTech GmbH  
Max-Planck-Straße 31  
D-59423 Unna / Germany

**Vertrieb:** 3D-Labs GmbH  
Leopoldstr. 1  
D-78112 St. Georgen

**Zusammensetzung:**

Pos	Chemische Bezeichnung
1	Alkoxiliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
2	Urethandimethacrylat
3	Butandimethacrylat
4	Initiatoren
5	Inhibitoren

**Farbe:** klar transparent

**Eigenschaften:**

**Dichte:** 1,1 – 1,2 g/ml  
**Viskosität:** 0,6 – 1,0 Pa s

**Nachgehärtetes Material:** (10 Minuten FotoTec<sup>®</sup> PCU unter Schutzgasatmosphäre)

**Elastizitätsmodul:** 1800 – 2400 MPa  
**Biegefestigkeit:** 90 – 120 MPa  
**Bruchdehnung:** 7 – 10 %  
**Schlagfestigkeit:** ~ 10 – 17 kJ/M<sup>2</sup> (Charpy ungekerbt)

**Eindringtiefe:** D<sub>p</sub>: 176 µm (6,9 mils)  
E<sub>c</sub>: 9,4 mJ/cm<sup>2</sup>

Bei diesen Daten handelt es sich um typische Werte. Diese Daten wurden unter Verwendung der Dreve-Styles für das Viper Si<sup>2</sup> System ermittelt. Die zuvor genannten mechanischen Eigenschaften sind abhängig von den verwendeten Build-Styles und Bauparametern des Viper Si<sup>2</sup> Systems, der Reinigung und Trocknung der Teile und den Eigenschaften des verwendeten Nachhärtegerätes. Abweichungen im Herstellungsprozess können zu veränderten mechanischen Eigenschaften und Farbabweichungen führen. Irrtum vorbehalten. FotoMed LED.A wurde in Biokompatibilitätstests auf Zytotoxizität (ISO 10993-5), Irritation (ISO 10993-10) und Sensibilisierung (ISO 10993-10) untersucht sowie durch den USP Plastic Class VI Test geprüft

Unsere Produkte unterliegen der ständigen Weiterentwicklung. Änderungen der Materialeigenschaften behalten wir uns vor, diese können auch ohne vorherige Mitteilung erfolgen.

Diese Daten resultieren aus Messungen, die im Rahmen unseres QM-Systems laufend durchgeführt werden.  
Dieses Dokument ist ohne Unterschrift gültig.

Rev. 0  
Seite 1 von 1  
TDS FotoMed  
SL.A\_DE

## Datenblätter zu den Materialien der Alphaform AG [2]



## Stereolithografie

## Materialdaten

Material	NanoTool™	DMX-SL™ 100	Elastec™ ULM 17220
Werkstoff	Epoxid-Harz	Epoxid-Harz	Epoxid-Harz
Dichte g/cm³ *	1,65 g/cm³	1,17 g/cm³	1,12 g/cm³
Biegemodul *	10.200 – 10.800 MPa	2.282 – 2.298 MPa	–
Zugmodul *	11.000 – 11.400 MPa	2.256 – 2.559 MPa	–
Zugfestigkeit *	62 – 78 MPa	44 – 45 MPa	3 MPa
Bruchdehnung *	0,7 - 1,0 %	12 - 28 %	75 %
Shore-Härte *	D 94	D 80	A 70
Wärmeformbeständigkeit HDT @ 0,46 MPa, °C, UV (+TPC) *	225 °C (ab 160 °C Verzugsgefahr)	43 °C	–
Toleranz	+/- 0,1mm +/- 0,1%	+/- 0,1mm +/- 0,1%	–
Bemerkung	Gefülltes STL- Material, sehr steif, extrem gute Oberflächen, sehr präzise, nahezu kein Schwund, feuchtigkeitsbeständig	Sehr schlagzähes Material mit ABS- ähnlichen Eigenschaften, sehr gute Oberflächen- beschaffenheit	Gummiähnliches Material verfügt über eine hohe Elastizität u. eignet sich besonders für die Herstellung von Prototypen für Dichtungen, Flansche, Schläuche, Tastaturen u. Griffen



## Selektives Laser Sintern

### Materialdaten

Material	Polyamid® 2200	ALU PA
Werkstoff	PA 12	PA 12 alugefüllt
Dichte lasergesintert *	0,9 – 0,95 g/cm <sup>3</sup>	1,36 ± 0,05 g/cm <sup>3</sup>
Zug E-Modul (DIN 53457) *	1.700 ± 150 N/mm <sup>2</sup>	3.800 ± 150 N/mm <sup>2</sup>
Zugfestigkeit *	45 ± 3 N/mm <sup>2</sup>	46 ± 3 N/mm <sup>2</sup>
Reißdehnung *	20 ± 5 %	3,5 ± 1 %
Shore-Härte *	D 75 ± 2	D 76 ± 2
Temperaturbeständigkeit *	140 °C	177 °C
Toleranz	+/- 0,25mm +/-0,15%	+/- 0,25mm +/-0,15%
Bemerkung	Gute bis sehr gute Oberflächenbeschaffenheit durch Nachbearbeitung und Lackierung möglich.	Hohe Steifigkeit und metallisches Aussehen. Gute Oberflächenbeschaffenheit durch Nachbearbeitung und Lackierung möglich.

Datenblatt zum Material der PTS Jena GmbH [57]

Materialauswahl  
PU-Vakuumglessharze

Rapid Prototyping

PTS Jena GmbH



Produkt	Shore-Härte	Temp.-beständigkeit	Grundfarbe	Biegemodul (E-Modul) Mpa (N/mm²)	Zugfestig. Mpa (N/mm²)	Entformzeit Min	Topfzeit Min	Mischverh. A : B	Viskosität mPa.s. A/B	Eigenschaften
UREOL 5231	A 65		schwarz		7	60-120	5	100:30	750/300	gummiartig
UREOL 5232	D 78	65-95°C	gelb	1300	35	60-90	5	100:100	125/870	ähnlich PE, PP
UREOL 5233	D 77	75-95°C	weiß	1400	40	45-60	6	30:100	1500/700	ähnlich PP, ABS
UREOL 5234	D 79	85-100°C	weiß	1500	45	45-60	6	30:100	1500/800	ähnlich PP, ABS
UREOL 5236	D 78	55-75°C	gelb	1900	40	90-120	20	100:100	330/50	ähnlich PP, ABS
UREOL 5237	D 81	100-115°C	schwarz	3600	45	30-50	8	70:100	8000/750	ähnlich PP, ABS, glasgef.
PX 100	D 74	59°C	weißlich	1500	40	240(60)	15	100:100	90	ähnlich PE / PP
PX 212	D 75	78°C	transluzent	1200	40	75	5	100:100	600	ähnlich PP
PX 215	D 75	64°C	weißlich	1500	45	60-120	4	100:100	90	ähnlich PE / PP
PX 217	D 76	100°C	beige	1700	50	30-40	5	100:50	500	ähnlich ABS
PX 220	D 80	75°C	weißlich	2200	60	30-40	4,5	100:50	700	ähnlich ABS
PX 223HT	D 67	120°C	schwarz	2000	59	120(60)	6	100:80	800	sehr schlagzäh, ABS / PP.
PX 226	D 82	92°C	opalisierend	2500	70	25	4	100:50	2000	ähnlich PS / ABS
PX 234	D 80	200°C	hellbernstein	1850	61	60	3,5-4	100:50	250	hochtemp.-beständige PP
PX 245	D 85	92°C	grauweiß	4500	85	30	3,5-4,5	100:40	2400	gefüllt, PA
PX 330	D 87	100°C	weißlich	3300	70	45	4-6	100:100	500	ähnl. ABS, selbstverlösch.
PX 521HT	D 80	100°C	transparent	2000	76	60-120	16-24	100:55	500-700	ähnlich PMMA / PC
PX 522HT	D 87	100°C	transparent	2100	75	60	7	100:55	200/1100	ähnlich PMMA / PC
PX 560	A 60	-40...+90°C	transparent		22	120	8	80:100	1800	transparenter Gummi
PX 570	A 70	-40...+90°C	transparent		13	120	17	110:100	1800	transparenter Gummi
PX 585	A 85	-40...+90°C	transparent		12	120	7	110:100	850	transparenter Gummi
XP-Gummi	A 55	120°C	schwarz		3,2	60	5	10:100	2500	UL 94 V0
PX 761	A 60	80°C	schwarz		2	60-90	2,5	100:45	1200-1800	Gummi
PX 774	A 75	80°C	schwarz		7	45	2,5	44:100	45/1200	Gummi

PTS Jena GmbH  
Löbstedter Straße 41  
07749 Jena

Telefon 03641 / 2816414  
Telefax 03641 / 2816416  
info@pts-jena.de  
http://www.pts-jena.de

## Datenblätter zu den Materialien der VMR OHG [66-68]

## Mechanische Eigenschaften

ASTM Method	Beschreibung	WaterShed® XC I I I 22	ABS (optisch klar)	Polybutylene Terephthalate*
D638M	Zugfestigkeit	47,1 - 53,6 MPa	45,7 MPa	55 MPa
	Reissdehnung	11 - 20 %	41,6 %	20 %
	Zugdehnung	3,3 - 3,5 %	N/A	3,5 - 9 %
	E-Modul	2.650 - 2.880	2.000 MPa	2.700 MPa
D790M	Biegefestigkeit	63,1 - 74,2 MPa	73,5 MPa	80 MPa
	Biegemodul	2.040 - 2.370 MPa	2.300 MPa	2.500 MPa
D256A	Kerbschlagzähigkeit (Izod)	0,2 - 0,3 J/cm	1,6 J/cm	1,2 J/cm
D542	Brechungsindex	1,512 - 1,515	1,52	N/A
D2240	Härte (Shore D)	N/A	N/A	98 - 120 (Rockwell R)
D1004	Reissfestigkeit (Graves)	150.288 N/m	N/A	N/A
D570-98	Wasserabsorption	0,35 %	0,20 – 0,45 %	0,16 %

\* <http://www.matweb.com>

N/A: Not Available

## Thermische & elektrische Eigenschaften

ASTM Method	Beschreibung	WaterShed® XC I I I 22	ABS (optisch klar)	Polybutylene Terephthalate*
E831-00	C.T.E.* -40°C – 0°C	66 - 67 µm/m-°C	60 – 130 µm/m-°C	50 - 145 µm/m-°C
	C.T.E.* 0°C – 50°C	90 - 96 µm/m-°C		
	C.T.E.* 50°C – 100°C	170 - 189 µm/m-°C		
	C.T.E.* 100°C – 150°C	185 - 189 µm/m-°C		
D150-98	Dielektrizitätskonstante 60Hz	3,9 - 4,1	3,7	2,9 - 4,0
	Dielektrizitätskonstante 1KHz	3,7 - 3,9		
	Dielektrizitätskonstante 1MHz	3,4 - 3,5	3,7	
D149-97a	Dielektrizitätsstabilität	15,4 - 16,3 kV/mm	13,8 – 19,7 kV/mm	14,7 - 30 kV/mm
E1545-00	T <sub>g</sub>	39 - 46 °C		41 °C
D648-98c	HDT @ 0.46 MPa	45,9 - 54,5 °C	94 – 207 °C	150 °C
	HDT @ 1.81 MPa	49,0 - 49,7 °C	86,4 – 194 °C	61.3 °C



## Vakuungs Materialiste

VMMR RAPID PROTOTYPING RAPID TOOLING		Eigenschaften												TEST TYPE 80					
Properties	Eigenschaften	8020	6120	9070	6130	8040	2155	6020	SG 95 N	8051	8052	8060 HT - 1	8060 HT - 2	8060 HT - 3	2185	2186	9011	PX 245	PX 226
soft	weich	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
semi rigid	halbhart					•													
rigid	hart						•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
high Temperature	hochtemperaturstabil						•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•	•
flexible	biegsam																		
Product Color	Produktfarbe																		
Hardness @23°C (Shore A/D)	Härte @23°C (Shore A/D)	80A 50/60A	70A 60A	90A 80A	70D 60D	80D 58 D	65D 69 D	83D 83 D	75D 75 D	83D 83 D	83D 83 D	80 D 80 D			80 D 80 D	80 D 80 D	80 D 80 D	80 D 80 D	80 D
Tensile Strength (N/mm²)	Bruchfestigkeit (N/mm²)	178	k.A.	k.A.	k.A.	42	62,1	103	108	55,9	93	60	48	54	27	60	85	51	150
Tensile Modulus (N/mm²)	Bruchmodul (N/mm²)	178	k.A.	k.A.	k.A.	1050	1395	2250	2450	2000	2000	1310	1010	1320	645	1800	1900	1310	4500
Tensile Strength (N/mm²)	Zugfestigkeit (N/mm²)	R 527	5-8	5,8	16,5	27	25,2	35,5	65	64	55,9	47	k.A.	k.A.	20	45	70	40	85
Tensile Modulus (N/mm²)	Zug- E- Modul (N/mm²)	R 527	3-6	5,0	942	805	1395	2000	2250	2150	2140	1225	k.A.	k.A.	750	1300	1700	k.A.	k.A.
Impact (kJ/m²)	Kerbschlagfestigkeit (kJ/m²)	160	k.A.	k.A.	k.A.	15,0	22,9	4,1	14	11	9,8	11	14	15	13	11	5,3	5,8	30
Elongation at Break (%)	Bruchdehnung (%)	R 527	600-200	300	50	125	21	26	17	8	20	43	k.A.	k.A.	63	33,6	13,5	25	3
Tear Strength (N/mm)	Rissfestigkeit (N/mm)	34	11-12	22	20	60	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Thermal Conductivity (W/mK)	Wärmeleitfähigkeit (W/mK)	0,175	0,194	0,198	0,201	k.A.	0,194	k.A.	k.A.	C 225	0,225	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Heat Deflection Temp. (°C) Temperature / Hitzebest. 110 mm x 12,7 mm x 6,4 mm	Wärmeverformungs- temperatur (°C)	85-94	k.A.	k.A.	k.A.	85	80	86	77	92	* 85-110	* 90-116	* 115-160	* 45-60	* 110-130	* 110-140	90	92	92
Yield Strength (N/mm²)	Streckgrenze (N/mm²)	R 527	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	40,2	k.A.	k.A.	62	62	127-165	105-132	125-165	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	k.A.
Elongation Yield (%)	Dehnung (%)		k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	6,5	12	k.A.	5	10	k.A.	k.A.	k.A.	12	13,5	k.A.	k.A.	k.A.
Shrinkage (%) according to Wall Thickness	Schrumpfen (%)		k.A.	k.A.	k.A.	k.A.	0,6-0,8	0,3	0,3	0,2-0,3	0,2-0,3	0,5	0,5	0,5	0,2	0,2	0,5-1	0,2	0,3
Demolding Time @ 170°C min	Entformungszeit (170°C) min	90-120	180	180	100	40-60	45	45-60	45	40	20-30	30-60			45	30-45	180	60	25

The heat deflection temperature can be increased considerably by post curing the resin coating.

Die Wärmeverformungstemperatur kann durch Nachhärten des Resins beträchtlich erhöht werden.

Die Wärmeleitfähigkeit kann durch das Einbringen von Füllstoffen beträchtlich erhöht werden.

Die Zugfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchdehnung kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Kerbschlagfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmodul kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchfestigkeit kann durch das Einbringen von Verstärkungsfasern beträchtlich erhöht werden.

Die Bruchmod

\* The heat deflection temperature can be increased considerably by post curing the resin castings.

To obtain higher heat deflection temperature see handling instructions for each specific resin.

\* Die Wärmeverformungstemperatur kann durch Wärmebehandlung der Gussbauteile erhöht werden. Um eine

höhere Wärmeverformungstemperatur zu erreichen, beachten Sie bitte die Befehlshandlungsweise für

den jeweiligen Gusswerkstoff.

\*\* FDA accepted: For dry food use "foodsafe"

\*\* FDA zugelassen: Für Anwendungen mit trockenem Lebensmittel

VMMR CHG  
73817 Mörnsheim  
07721 95 33 - 0  
Fax 07721 95 30 - 30

Stand: 05.06

www.vmr-ctd.de  
info@vmr-ctd.de

Stand 02/2010



## **Datenblatt Polyamidguss PA6 GF30**

### **1. Physikalische Eigenschaften**

Farbe	roh	hellgelb
Shorehärte	°D	82
E-Modul	MPa	7.000
Zugfestigkeit	MPa	95
Bruchspannung	MPa	93
Streckdehnung	%	3
Reißdehnung	%	4
Wärmebeständigkeit	°C	-40 bis +230

### **2. Merkmale:**

- Seriennahe (seriengleiche) physikalische Werkstoffeigenschaften
- Rapid Manufacturing (Serienteile direkt aus 3D-Daten)
- Hochwertige Prototypen mit bis zu 50% GF
- Hohe Festigkeit und Steifigkeit
- Hohe Schlagzähigkeit (nimmt mit GF-Füllgrad ab)
- Hohe dynamische Belastbarkeit
- Hohe Verschleißfestigkeit
- Hohe Kälte- und Wärmeformbeständigkeit (-40 bis +230°C)
- Gute Resistenz ggü. Kraftstoffen, Ölen und Chemikalien
- Flüssigkeits- und Gasdicht
- Einfärbbar und einfache Lackierbarkeit
- Gut kleb- und schweißbar

### **3. Vergleichsdaten PA-Guss zu Spritzteilen (jeweils in PA6 GF30)**

PA-Guss / Spritzen	VMR PA6 GF30*	PA6 GF30**
Zug E-Modul	7000 Mpa	6000-9000 MPa
Zugfestigkeit	95 MPa	110 MPa
Reißdehnung	4%	5%
Wärmebeständigkeit	230° C	220° C

\*In Zugversuch ermittelte Werte VMR-Zugversuch / \*\* Angaben lt. Datenbank Kern Riweta



## Datenblätter zu den Materialien für die Elektrode [21]

Datenblatt für Werkstoff Nr. **1.4301**

Stahlsorte 1.4301

Norm: EN10088

Werkstoffname: X5CrNi18-10

Werkstoffnummer: 1.4301<sup>(1)(1)</sup>

Gefüge: Austenitisch

Entsprechung:

Norm: ASTM

Bezeichnung: 304

Die Werkstoffbezeichnungen entsprechend AISI / ASTM sind unabhängig von der Erzeugnisform.

Die Werte beziehen sich jeweils auf die -erstgenannte- entsprechende Stahlsorte nach EN.

Falls keine entsprechende EN-Sorte besteht, werden Werte nach ASTM und/oder Literaturangaben herangezogen (vgl. Anmerkungen)..

Chemische Zusammensetzung

C	Si	Mn	P max	S	N	Cr	Mo	Ni	Sonstige
≤0,07	≤1,00	≤2,00	0,045	≤0,015 <sup>(2)</sup>	≤0,11	17,50 - 19,50		8,00 - 10,50	

[Gewichtsprozent]

Physikalische Eigenschaften

Dichte	Elastizitätsmodul	Mittlerer Wärmeausdehnungskoeffizient		Wärmeleitfähigkeit	Spezifische Wärme	Spezifischer elektrischer Widerstand
bei 20°C	bei 20°C	[10 <sup>-6</sup> *1/K]		bei 20°C	bei 20°C	bei 20°C
[kg/dm <sup>3</sup> ]	[kN/mm <sup>2</sup> ]	20°C - 200°C	20°C - 400°C	[W/(m*K)]	[J/(kg*K)]	[(Ohm*mm <sup>2</sup> )/m]
7,9	200	16,5	17,5	15	500	0,73

Magnetisierbar: nein

Mechanische Eigenschaften

Erzeugnisform	Dicke	Wärmebehandlung	Härte	Dehngrenze	
(1)	max	(5)(13)	HRB max	HB oder HV max	R <sub>p0,2</sub> [MPa] min. (14)(15)
	[mm]				(in Querrichtung)
C	8,0	AT	80 <sup>(19)</sup>		230
H	13,5	AT	80 <sup>(20)</sup>		210
P <sup>(4)</sup>	75,0	AT		149 <sup>(21)</sup>	210

Zugfestigkeit	Bruchdehnung		Kerbschlagarbeit (ISO-V)	
R <sub>m</sub>	A <sub>80mm</sub> [%] min (2)	A [%] min (3)	KV [J] min Dicke>10mm	
[MPa]	Dicke<3mm (quer und längs)	Dicke≥3mm (quer und längs)	(in Längsrichtung)	(in Querrichtung)
540 - 750	45 <sup>(16)</sup>	45 <sup>(16)</sup>		
520 - 720	45 <sup>(16)</sup>	45 <sup>(16)</sup>	100	60
520 - 720	45	45	100	60

*Anmerkungen*

- (2) Bei Produkten für die spanende Bearbeitung ist es zulässig, den Schwefelgehalt auf einen empfohlenen Bereich von 0,015% bis 0,030% einzustellen. Zur Verbesserung der Schweißbeignung beträgt der empfohlene und zulässige Bereich 0,008 bis 0,030%. Bei hohen Ansprüchen an die Poliereigenschaften sollte der Legierungsgehalt an Schwefel 0,015% nicht übersteigen.
- (I) Physikalische Eigenschaften nach EN 10088-1, Juni 2005
- (I) Mechanische Eigenschaften nach EN 10088-2, Juni 2005
- (I) C = kaltgewalzt, H = warmgewalzt, P = warmgewalztes Quartoblech
- (2) Die Werte beziehen sich auf Proben mit einer Messlänge von 80 mm und einer Breite von 20 mm. Es können auch Proben mit einer Messlänge von 50 mm und einer Breite von 12,5 mm verwendet werden. Im Fall der in EN 10028-7, Januar 2000, und EN 10088-2, Juni 2005, genannten austenitischen Sorten gelten die Angaben nur für die Querrichtung.
- (3) Die Werte beziehen sich auf Proben mit einer Messlänge von 5,65  $5,65 \cdot \sqrt{S_0}$ . Im Fall der in EN 10088-2, Juni 2005, und EN 10028-7, Januar 2000, genannten Sorten gelten die Angaben ausschließlich in Querrichtung.
- (4) Bei martensitischen und austenitischen Sorten können im Dickenbereich über 75 mm die mechanischen Eigenschaften vereinbart werden.
- (5) A = gegläht; QT = abgeschreckt und angelassen; AT = lösungsgegläht; P = ausscheidungsgehärtet; SR = spannungsarm gegläht
- (13) Bei den in EN 10088-2, Juni 2005, genannten austenitischen Sorten kann die Lösungsgeglühbehandlung entfallen, wenn die Bedingungen bei der Warmverarbeitung und anschließenden Abkühlung so sind, dass die Anforderungen an die mechanischen Eigenschaften und die Beständigkeit gegen interkristalline Korrosion gemäß EN ISO 3651-2 erfüllt werden.
- (14) Sofern bei Bändern mit Walzbreiten <300 mm Proben in Längsrichtung entnommen werden, vermindern sich die Mindestwerte wie folgt:
- Dehngrenze: minus 15 MPa
  - Dehnung bei konstanter Messlänge: minus 5%
  - Dehnung bei proportionaler Messlänge: minus 2%
- (15) Für kontinuierlich warmgewalzte Produkte können bei Anfrage und Bestellung um bis zu 20 MPa höhere  $R_{p0,2}$ -Werte vereinbart werden.
- (16) Für streckgerichtetes Material liegt der Mindestwert um 5% niedriger.
- (19) Wert für Bandmaterial nach dem AISI-Handbuch, Ausgabe Dezember 1974, Ergänzung März 1979
- (20) Wert für Bandformat gemäß AISI-Handbuch, Ausgabe Dezember 1974; Ergänzung März 1979
- (21) Härtewert (HB) für Quartoblech entsprechend AISI-Handbuch, Dezember 1974, Ergänzung März 1979

*Die mechanischen Eigenschaften gelten, soweit nicht anders angegeben, für den lösungsgeglähten Zustand. Angaben aus "Raccolta di tabelle tecniche" mit freundlicher Genehmigung durch Centro Inox, Mailand, Italien.*

Datenblatt für Werkstoff Nr. **1.4310**

Stahlsorte 1.4310

Norm: EN10088

Werkstoffname: X10CrNi18-8

Werkstoffnummer: 1.4310<sup>(1)(1)</sup>

Gefüge: Austenitisch

Entsprechung:

Norm: ASTM

Bezeichnung: 301

*Die Werkstoffbezeichnungen entsprechend AISI / ASTM sind unabhängig von der Erzeugnisform.**Die Werte beziehen sich jeweils auf die -erstgenannte- entsprechende Stahlsorte nach EN.**Falls keine entsprechende EN-Sorte besteht, werden Werte nach ASTM und/oder Literaturangaben herangezogen (vgl. Anmerkungen)..*

Chemische Zusammensetzung

C	Si	Mn	P max	S	N	Cr	Mo	Ni	Sonstige
0,05 - 0,15	≤2,00	≤2,00	0,045	≤0,015	≤0,11	16,00 - 19,00	≤0,80	6,00 - 9,50	

[Gewichtsprozent]

Physikalische Eigenschaften

Dichte	Elastizitätsmodul	Mittlerer Wärmeausdehnungskoeffizient		Wärmeleitfähigkeit	Spezifische Wärme	Spezifischer elektrischer Widerstand
bei 20°C	bei 20°C	[10 <sup>-6</sup> *1/K]		bei 20°C	bei 20°C	bei 20°C
[kg/dm <sup>3</sup> ]	[kN/mm <sup>2</sup> ]	20°C - 200°C	20°C - 400°C	[W/(m*K)]	[J/(kg*K)]	[(Ohm*mm <sup>2</sup> )/m]
7,9	200	17,0	18,0	15	500	0,73

Magnetisierbar: *nein*

Mechanische Eigenschaften

Erzeugnisform	Dicke	Wärmebehandlung	Härte	Dehngrenze
(1)	max	(5)(13)	HRB max	R <sub>p0,2</sub> [MPa] min. (14)(15)
	[mm]			(in Querrichtung)
C	8,0	AT	85 <sup>(19)</sup>	217 <sup>(42)</sup> 250

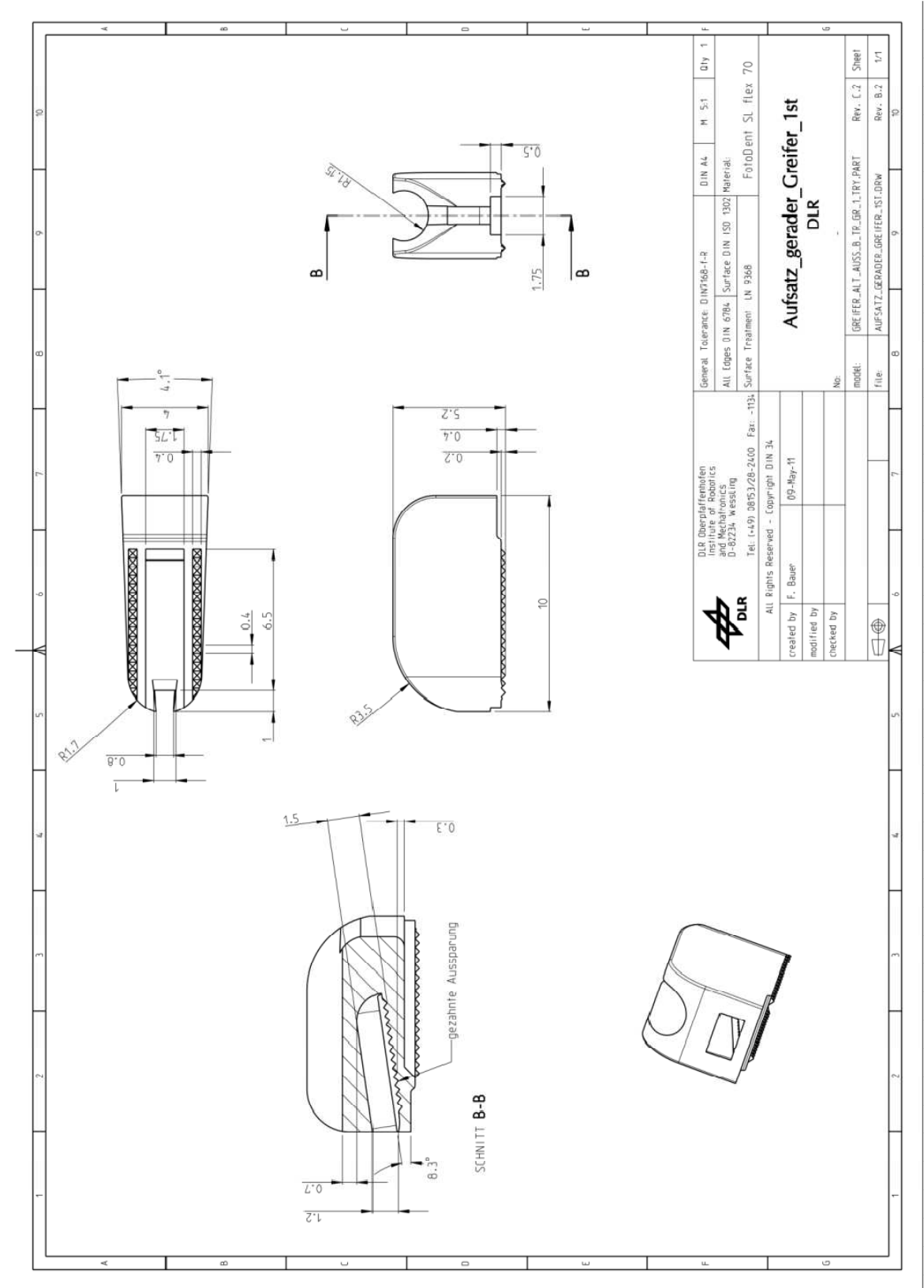
Zugfestigkeit	Bruchdehnung		Kerbschlagarbeit (ISO-V)	
R <sub>m</sub>	A <sub>80mm</sub> [%] min (2)	A [%] min (3)	KV [J] min Dicke>10mm	
[MPa]	Dicke<3mm (quer und längs)	Dicke≥3mm (quer und längs)	(in Längsrichtung)	(in Querrichtung)
600 - 950	40	40		

*Anmerkungen*

- (I) Physikalische Eigenschaften nach EN 10088-1, Juni 2005
- (I) Mechanische Eigenschaften nach EN 10088-2, Juni 2005
- (1) C = kaltgewalzt, H = warmgewalzt, P = warmgewalztes Quartoblech
- (2) Die Werte beziehen sich auf Proben mit einer Messlänge von 80 mm und einer Breite von 20 mm. Es können auch Proben mit einer Messlänge von 50 mm und einer Breite von 12,5 mm verwendet werden. Im Fall der in EN 10028-7, Januar 2000, und EN 10088-2, Juni 2005, genannten austenitischen Sorten gelten die Angaben nur für die Querrichtung.
- (3) Die Werte beziehen sich auf Proben mit einer Messlänge von 5,65  $5,65 \cdot \sqrt{S_0}$ . Im Fall der in EN 10088-2, Juni 2005, und EN 10028-7, Januar 2000, genannten Sorten gelten die Angaben ausschließlich in Querrichtung.
- (5) A = gegläht; QT = abgeschreckt und angelassen; AT = lösungsgegläht; P = ausscheidungsgehärtet; SR = spannungsarm gegläht
- (13) Bei den in EN 10088-2, Juni 2005, genannten austenitischen Sorten kann die Lösungsglähbehandlung entfallen, wenn die Bedingungen bei der Warmverarbeitung und anschließenden Abkühlung so sind, dass die Anforderungen an die mechanischen Eigenschaften und die Beständigkeit gegen interkristalline Korrosion gemäß EN ISO 3651-2 erfüllt werden.
- (14) Sofern bei Bändern mit Walzbreiten <300 mm Proben in Längsrichtung entnommen werden, vermindern sich die Mindestwerte wie folgt:
  - Dehngrenze: minus 15 MPa
  - Dehnung bei konstanter Messlänge: minus 5%
  - Dehnung bei proportionaler Messlänge: minus 2%
- (15) Für kontinuierlich warmgewalzte Produkte können bei Anfrage und Bestellung um bis zu 20 MPa höhere  $R_{p0,2}$ -Werte vereinbart werden.
- (19) Wert für Bandmaterial nach dem AISI-Handbuch, Ausgabe Dezember 1974, Ergänzung März 1979
- (42) Gemäß ASTM A 240 / A 240 M-05a. In Ermangelung einer entsprechenden Sorte wird auf eine UNS-Nummer Bezug genommen.

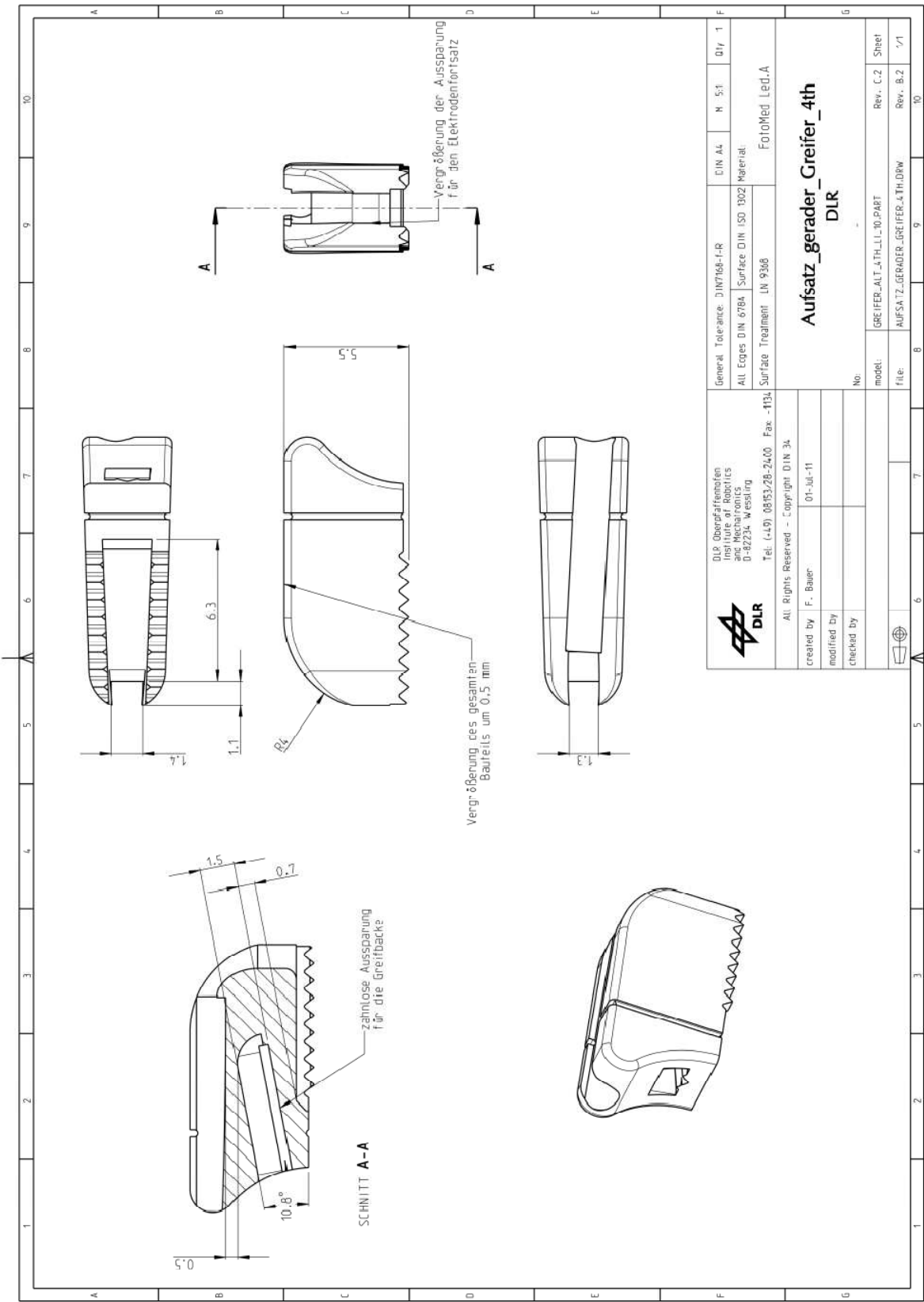
*Die mechanischen Eigenschaften gelten, soweit nicht anders angegeben, für den lösungsgeglähten Zustand. Angaben aus "Raccolta di tabelle tecniche" mit freundlicher Genehmigung durch Centro Inox, Mailand, Italien.*

Anhang C: Fertigungszeichnungen

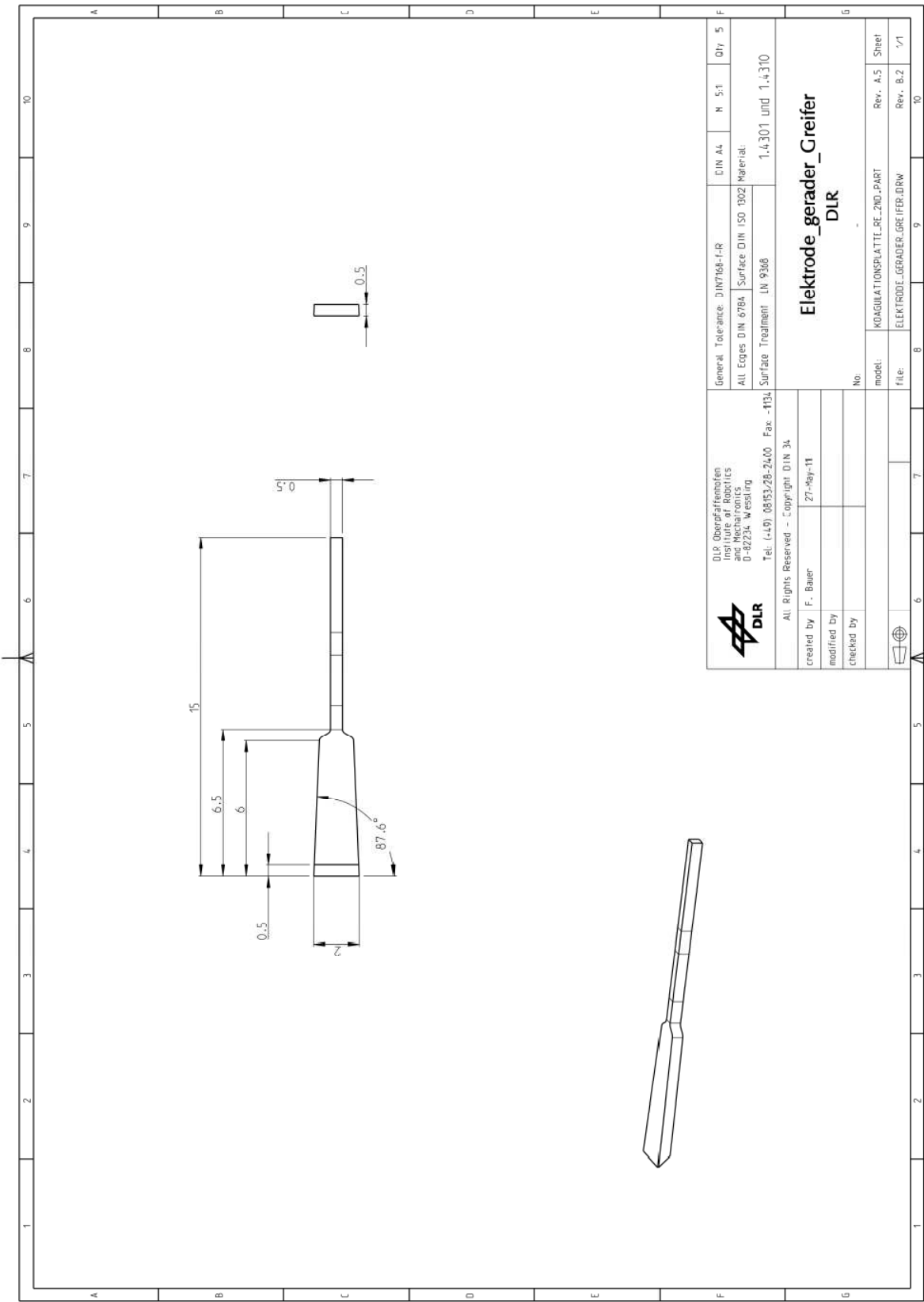







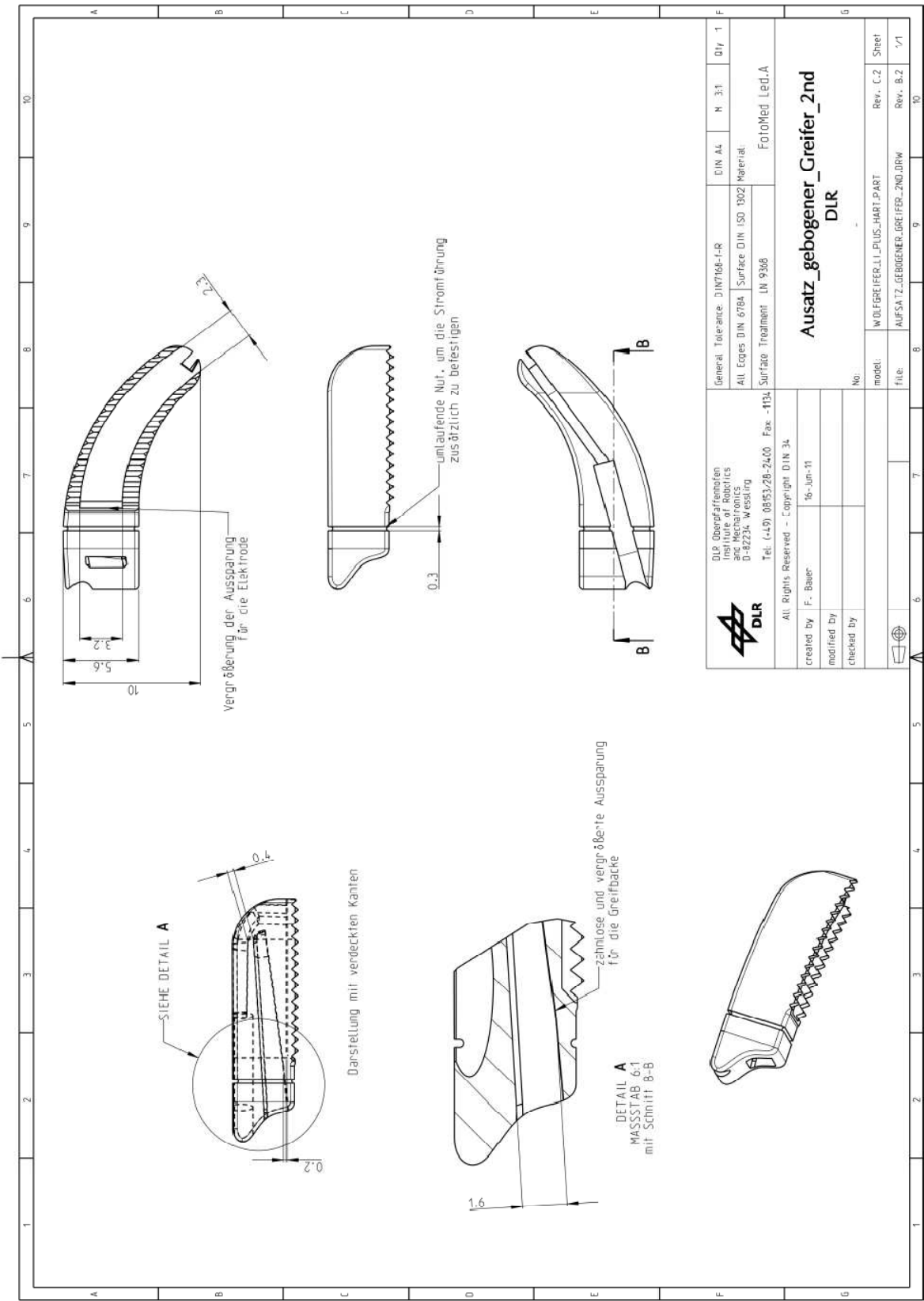


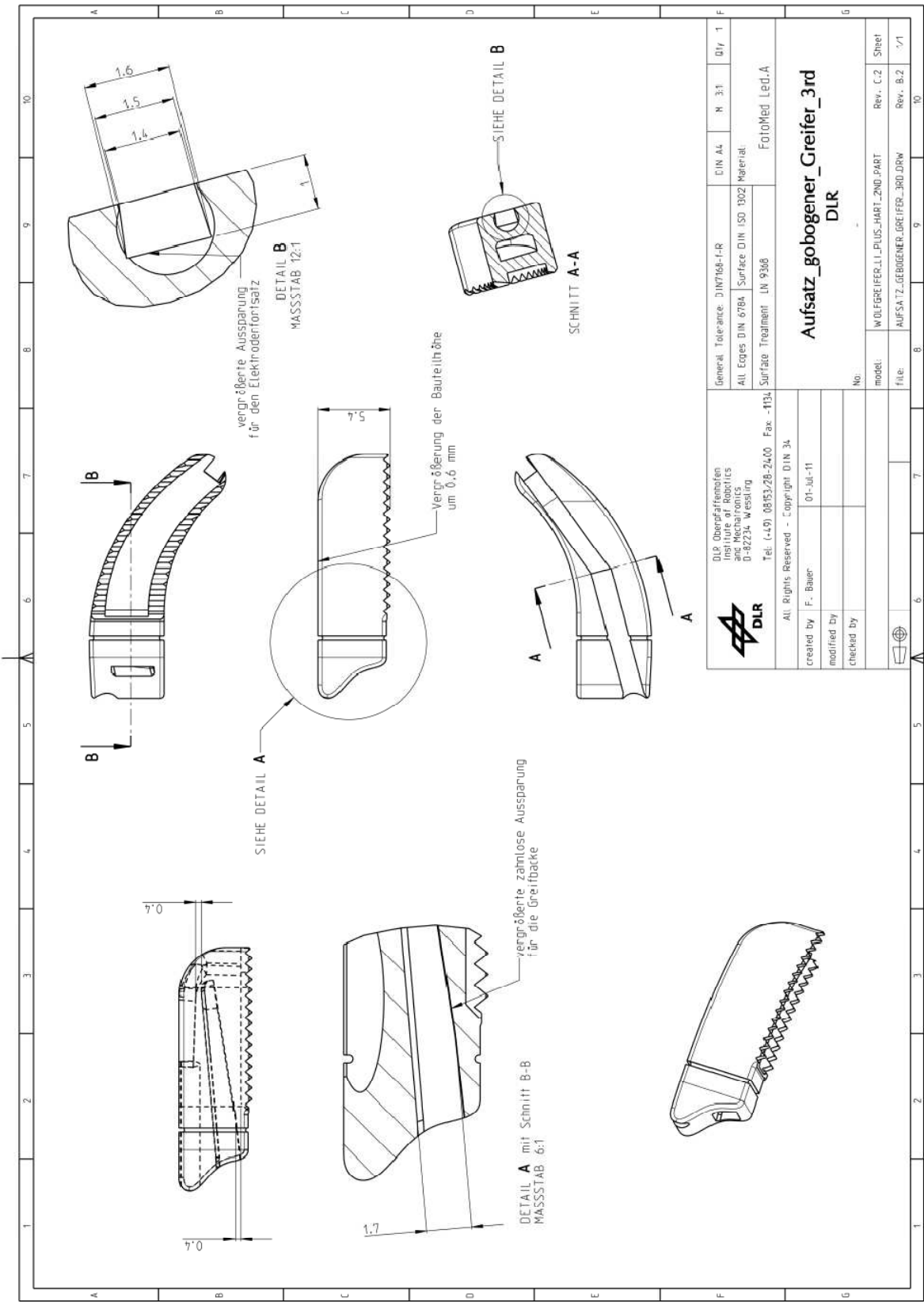


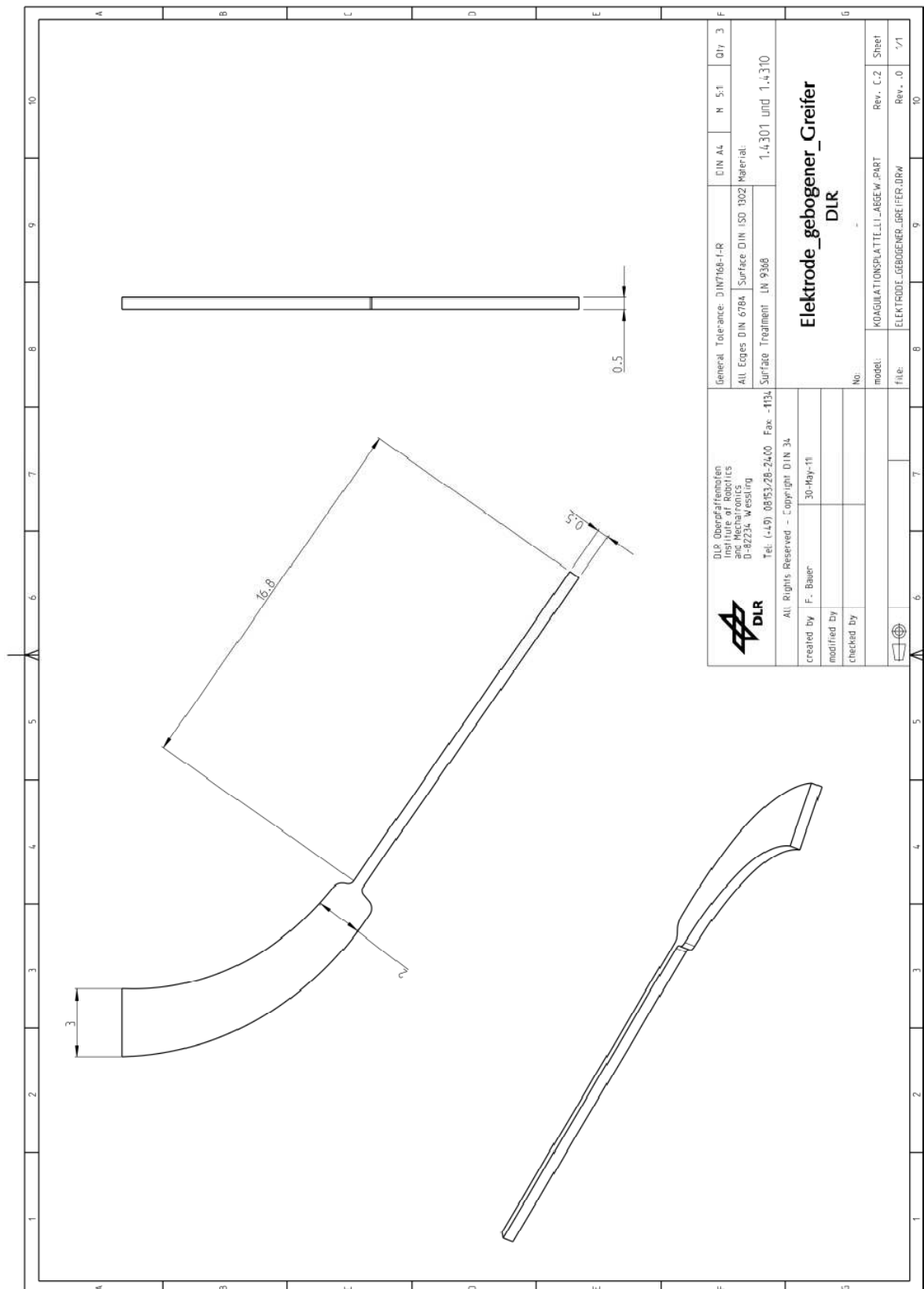


 DLR Oberpfälzer Institut für Robotik und Mechanik D-82234 Weßling Tel. (+49) 0893/28-2400 Fax -4134		General Tolerance: DIN 7188-1-IR All Edges DIN 6784 Surface DIN ISO 1302 Material: Surface Treatment LN 9368		DIN A4	N 5:1	Q17 5
All Rights Reserved - Copyright DIN 34		Elektrode_gerader_Greifer DLR		1.4301 und 1.4310		
created by	F. Bauer	27-May-11				
modified by						
checked by						
		No.				
		model:		KOAGULATIONSPLATTE_2ND.PART		Rev. A.5 Sheet
		file:		ELEKTRODE_GERADER_GREIFER.DRW		Rev. B.2 1/1









Ich versichere, dass ich die Arbeit selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen verwendet habe.

---

Garching, 30.08.2011

Unterschrift